

Estudio in vitro sobre la resistencia a la fractura y tipo de fallo de prótesis fijas adhesivas elaboradas con distintos materiales y diseños.

Miguel Angel Carreño Hernández

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO IN VITRO SOBRE LA RESISTENCIA A LA
FRACTURA Y TIPO DE FALLO DE PRÓTESIS FIJAS
ADHESIVAS ELABORADAS CON DISTINTOS
MATERIALES Y DISEÑOS**

Miguel Ángel Carreño Hernández

Directores:

Dr. Josep Cabratosa Termes

Dr. Jordi Cano Batalla

Barcelona - 2016

AGRADECIMIENTOS

A los directores de este trabajo, el Dr. Josep Cabratosa i Termes y el Dr. Jordi Cano i Batalla por su dedicación, ayuda y consejos. Gracias.

Al Dr. Lluís Giner por haberme demostrado su confianza desde el primer momento.

Al Dr. Francisco Real por su amistad, compañerismo y apoyo constantes.

A mi querida esposa e hijos, que tanto me apoyaron y a los que tanto tiempo compartido arrebaté.

A mi padre que ya inició hace tiempo su viaje, a mi madre y a mi hermana, a mis sobrinos Félix y Miguel Ángel, a mis hermanos y amigos, los presentes y los ya ausentes, a todos ellos mi agradecimiento, los he sentido siempre realmente junto a mí, de una forma u otra en los momentos de flaqueza ó desaliento.

1 INDICE

1.1 Índice

1	INDICE.....	IV
1.1	Índice	V
1.2	Índice de tablas	X
1.3	Índice de figuras	XII
1.4	Índice de gráficos.....	XVII
1.5	Índice de abreviaturas	XVIII
2	RESUMEN	19
3	INTRODUCCIÓN	23
4	HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	26
4.1	Hipótesis nulas.....	27
4.2	Hipótesis alternativas.....	28
5	OBJETIVOS	29
5.1	Objetivo principal	30
5.2	Objetivos secundarios	30
6	ESTADO DE LA CUESTIÓN	33
6.1	Antecedentes históricos de la prótesis dental	34
6.2	Tratamiento de la ausencia dentaria de un incisivo inferior ..	47
6.2.1	Tratamientos provisionales	50
6.2.2	Tratamientos permanentes.....	53
6.3	Requisitos, indicaciones y contraindicaciones de la prótesis fija adhesiva	59
6.3.1	Requisitos	60
6.3.2	Indicaciones	62
6.3.3	Contraindicaciones	62
6.4	Los primeros diseños en prótesis fija adhesiva	63
6.5	Prótesis parcial fija adhesiva. Componentes.....	67
6.6	Fundamentos de la prótesis parcial fija adhesiva	68
6.7	Agentes adhesivos.....	70
6.8	Cementos.....	77
6.9	Prótesis fijas adhesivas. Tipos y características	82
6.9.1	Características de las prótesis fijas adhesivas de 2 retenedores	82

INDICE

6.9.2 Características específicas complementarias de las prótesis fijas adhesivas de un solo retenedor	83
6.9.3 Inconvenientes de la prótesis fija adhesiva de 2 retenedores	84
6.9.4 Inconvenientes de la prótesis fija adhesiva con un único retenedor	84
6.10 Salud periodontal en las prótesis fijas adhesivas	85
6.11 Oclusión y fuerzas masticatorias en las prótesis fijas adhesivas..	85
6.12 Diseño actual de la prótesis fija adhesiva en el sector anterior...	92
6.12.1 Con preparación dentaria	95
6.12.2 Sin preparación dentaria	98
6.13 Número de retenedores.....	99
6.14 Diseño del retenedor	101
6.15 Diseño del conector	105
6.15.1 Zirconio y otras cerámicas policristalinas	105
6.15.2 Cerámicas de matriz vítrea sintética: disilicato de litio .	105
6.15.3 Cromo-cobalto	106
6.15.4 Cerámicas de matriz de resina. Resina nanocerámica ..	107
6.16 Diseño del pónico	107
6.17 Materiales empleados para las prótesis fijas adhesivas.....	109
6.17.1 Metales, aleaciones metálicas	110
6.17.2 Materiales cerámicos y similares cerámicos	116
6.17.3 Composite reforzado con fibra de vidrio	133
6.18 Sistemas de fabricación de las prótesis fijas adhesivas.....	135
6.18.1 Técnicas de sustitución a la cera perdida	135
6.18.2 Sistema CAD-CAM (Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing)	135
6.18.3 Técnica de sinterización	135
6.19 Cementación de las prótesis fijas adhesivas.....	136
6.19.1 Elección del sistema adhesivo y del cemento	137
6.19.2 Secuencia de cementación. Generalidades.....	138
6.19.3 Cementación de las aleaciones metálicas.....	140
6.19.4 Cementación de cerámicas de matriz vítrea	143

INDICE

6.19.5 Cementación de cerámicas de matriz policristalina	144
6.19.6 Cementación de cerámicas con matriz de resina.....	145
6.19.7 Cementación de composites reforzados con fibra de vidrio.....	149
6.20 Longevidad de la prótesis parcial fija dentosoportada.....	149
6.20.1 Longevidad y complicaciones de la prótesis parcial fija tradicional	149
6.20.2 Longevidad de las prótesis fijas adhesivas	150
6.20.3 Longevidad de las prótesis fijas adhesivas en extensión	154
6.21 Tipos de fracaso en las prótesis fijas adhesivas	160
6.22 Estudios <i>in vitro</i> sobre prótesis fijas adhesivas	165
6.22.1 Estudios <i>in vitro</i> con símil de membrana periodontal....	165
6.22.2 Estudios <i>in vitro</i> con envejecimiento: termociclado y carga cíclica..	166
7 METODOLOGÍA.....	170
7.1 Tipo de estudio y variables	171
7.2 Muestras	172
7.2.1 Tamaño muestral	172
7.2.2 Preparación de las muestras	173
7.2.3 Materiales empleados en el estudio	182
7.2.4 Confección de las prótesis	183
7.2.5 Control de calidad de las prótesis	185
7.3 Preparación de las superficies	185
7.3.1 Prótesis de cromo-cobalto cerámica.....	186
7.3.2 Prótesis de resina nanocerámica	187
7.3.3 Prótesis de disilicato de litio	188
7.4 Cementado.....	189
7.5 Termociclado de las muestras	190
7.6 Ensayos de resistencia a la fractura	191
7.6.1 Análisis del tipo de fallo	193
7.7 Análisis estadístico	194
8 RESULTADOS.....	195
8.1 Resultados de la resistencia a la fractura.....	197
8.1.1 Resistencia a la fractura según el material.....	197

INDICE

8.1.2 Resistencia a la fractura según el ángulo de aplicación de la fuerza.....	200
8.1.3 Resistencia a la fractura según el grosor del retenedor de la prótesis	202
8.1.4 Resistencia a la fractura según las tres variables (material de la prótesis- ángulo de aplicación de la fuerza- grosor del retenedor).....	205
8.2 Resultados del tipo de fallo	211
8.2.1 Tipo de fallo según el material	213
8.2.2 Tipo de fallo de la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza.....	215
8.2.3 Tipo de fallo de la resina nanocerámica según el grosor del retenedor	216
8.2.4 Tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza.....	217
8.2.5 Tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor del retenedor	219
9 DISCUSIÓN	221
9.1 Metodología.....	223
9.1.1 Materiales del estudio	224
9.1.2 Prótesis fijas adhesivas y preparación dentaria	229
9.1.3 Siembra de las muestras.....	233
9.1.4 Preparación de superficies a adherir y cementado	234
9.1.5 Termociclado	235
9.1.6 Fuerzas compresivas aplicadas.....	237
9.1.7 Aparatología para la visualización de fallos	238
9.2 Resultados	239
10 CONCLUSIONES	249
11 REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	252
12 ANEXOS	293
12.1 Anexo 1. Propiedades físicas de los materiales ensayados de acuerdo a los datos facilitados por el fabricante	295
12.2 Anexo 2. Hojas de recogida de datos de la resistencia a la fractura de los diferentes materiales.....	297
12.3 Anexo 3. Hojas de recogida de recogida de datos del tipo de fallo de los diferentes materiales.....	300

INDICE

12.4 Anexo 4. Carta de aprobación del proyecto de tesis doctoral.....	303
12.5 Anexo 5. Carta de aprobación del estudio por el CEIC (Comité Ético de Investigación Clínica)	304

1.2 Índice de tablas

Tabla 8-12. Medidas de tendencia central y de dispersión correspondientes a los datos de resistencia a la fractura en Newtons..	203
Tabla 8-13. P- valores correspondiente a la prueba de Kolmogorov-Smirnov	204
Tabla 8-14. Estadístico y p-valor de la prueba de Levene.....	204
Tabla 8-15. P-valor de la prueba t de Student-Fisher.	204
Tabla 8-16. Valores de las medias en Newtons de los grupos comparados.	205
Tabla 8-17. Códigos utilizados para los distintos grupos de tipos de prótesis.....	205
Tabla 8-18. Medidas de tendencia central y de dispersión correspondientes a los datos de resistencia a la fractura en Newtons, para el cromo-cobalto cerámica (A), la resina nanocerámica (B) y el disilicato de litio (C).....	206
Tabla 8-19. P- valores resultantes del test de Shapiro- Wilk de los distintos tipos de prótesis.	207
Tabla 8-20. Estadístico y p-valor de la prueba de Levene.....	208
Tabla 8-21. P- valor correspondiente a prueba de Kruskal-Wallis de los distintos tipos de prótesis.	208
Tabla 8-22. P-valores de las prueba de Levene de los distintos pares contrastados.	209
Tabla 8-23. P-valores de los contraste por pares..	210
Tabla 8-24. Valores de las medias en Newtons de los grupos comparados.....	211
Tabla 8-25. Frecuencias absolutas y relativas de los distintos tipos de fallos en las distintas prótesis. Código: Tipo de prótesis según Tabla 22.	212

INDICE

Tabla 8-26. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo según el tipo de material.....	214
Tabla 8-27. P-valor de la prueba de Chi-cuadrado correspondiente al tipo de fallo y al tipo de material.	215
Tabla 8-28. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo en la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza.....	215
Tabla 8-29. P-valor de la prueba exacta de Fisher correspondiente al tipo de fallo y el ángulo de aplicación de la fuerza.....	216
Tabla 8-30. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo en la resina nanocerámica según el grosor de la prótesis.	216
Tabla 8-31. P-valor de la prueba exacta de Fisher correspondiente al tipo de fallo y el grosor de la prótesis.	217
Tabla 8-32. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza.....	218
Tabla 8-33. P-valor de la prueba exacta de Fisher correspondiente al tipo de fallo y el ángulo de aplicación de la fuerza.....	218
Tabla 8-34. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor de la prótesis.	219
Tabla 8-35. P-valor de la prueba de Chi-cuadrado correspondiente al tipo de fallo y el grosor de la prótesis.	220

1.3 Índice de figuras

- Figura 6-1.** Opciones de tratamiento provisionales para la ausencia de un tratamiento incisivo inferior 49
- Figura 6-2.** Opciones de tratamiento de carácter permanente para la ausencia de un incisivo inferior 50
- Figura 6-3.** Índice de Huche. Los dientes triangulares implican un menor soporte para los retenedores en la prótesis fija adhesiva, cuanto más elevado es el índice mesiodistal de Huche más triangular es el diente (107). 61
- Figura 6-4.** Prótesis de Rochette. En esta prótesis los retenedores metálicos tenían perforaciones múltiples que se llenaban del cemento de resina, para aumentar la retención (7). 64
- Figura 6-5.** Prótesis de Rochette. Prótesis con los jitos del colado en los 4 retenedores aún sin cortar, se aprecian las características perforaciones de este tipo de prótesis (115). 64
- Figura 6-6.** Prótesis de Howe y Dennehy (117). A: sección esquemática del retenedor sobre el diente pilar y los orificios característicos. B: visión lingual del diseño de puente para central superior ausente C: pónico con los dos retenedores antes de la cementación. D: prótesis ya cementada en boca 65
- Figura 6-7.** Prótesis de Maryland. A: la prótesis de Maryland posee unos retenedores de metal sólido y delgado pues su retención depende de su cara interna grabada (7). B: Prótesis de Maryland de Livaditis y Thompson donde ya desaparecían las perforaciones y se conseguía una adhesión mejorada utilizando metales no nobles y la técnica de grabado electroquímico (123). 67
- Figura 6-8.** Ángulo interincisal ortognático entre un incisivo central superior y un incisivo central inferior, la flecha roja indica la fuerza que un incisivo inferior aplica al superior (194) en una oclusión normal. 88

INDICE

Figura 6-9. A: prótesis fija de 2 retenedores B: prótesis fija de 1 retenedor (69). 92

Figura 6-10. Preparación dentaria necesaria de los incisivos inferiores anexos al espacio edéntulo, rieleras, pocillos, planos guía proximales, línea de acabado en chamfer supragingival 1 mm (7). . 96

Figura 6-11. Esquema de tallado muy similar al de Sasse y Kern (220). 96

Figura 6-12. Un pequeño chamfer hacia cervical (A) y un pocillo a la altura del cíngulo (B) favorecen el asentamiento de la restauración para el cementado pero no aportan una retención mecánica (219) .97

Figura 6-13. La prótesis con la preparación propuesta por Sasse y Kern tras 4 años de servicio. Es de destacar que en este estudio se hizo un seguimiento de 55 meses (219). 97

Figura 6-14. Diferentes preparaciones dentarias ensayados por Bublak. Diseño 1 tallado palatino en esmalte 0,2-0,3 mm de profundidad, fosa en cíngulo profundidad 0,5 mm y 1 mm de diámetro. En interproximal, una caja de 2mm inciso cervical, 2 mm vestíbulo lingual, 2 mm buco oral y 0,5 mm de extensión mesial distal. Diseño 2. Tallado palatino en esmalte de 0,2-0,3 mm de profundidad; fosa en cíngulo con una profundidad de 0,5 mm y 1 mm de diámetro. Diseño 3. Preparación palatina sólo en esmalte con una profundidad de 0,2-0,3 mm; llegando circunferencialmente hasta la zona interproximal, fosa en el cíngulo con profundidad de 0,5 mm y 1 mm de diámetro; 4 ranuras de retención paralelas de 0,5 mm de profundidad y 2 mm longitud, 2 en la región de la tuberosidad lingual y las otras dos en línea de inflexión hacia proximal. Diseño 4. Ninguna preparación 98

Figura 6-15. Sección de un incisivo central superior, se aprecia que al principio del tercio incisal por su parte lingual hay sólo 0,5 mm de grosor de esmalte (233) 102

Figura 6-16. Diseños de pónico. 1a: silla de montar. 1b: silla de montar modificada. 1c: ovoide. 1d: ovoide modificado. Uso del hilo dental de forma más eficaz en la cerámica y en el tejido en el caso del pónico ovoide modificado 1d (259). 108

INDICE

Figura 6-17. Nomenclatura de los materiales cerámicos y los nuevos símiles cerámicos realizada por Gracis (60)..... 120

Figura 6-18. Entre la restauración protésica cementada y el diente se diferencian 2 interfases claras, donde se puede producir un fallo adhesivo. Adaptación del dibujo original (136). 161

Figura 6-19. Fallos adhesivos. 1: fallo adhesivo diente, 2: fallo mixto (cohesivo y adhesivo prótesis), 3: fallo cohesivo, 4: fallo fractura del diente (413) Adaptado. 163

Figura 6-20. Fallos adhesivos. 1: fallo adhesivo prótesis, 2: fallo mixto (cohesivo y adhesivo diente), 3: fallo cohesivo, 4: fallo fractura prótesis (413). Adaptado. 163

Figura 7-1. Diseño de la prótesis adhesiva, con sus dos componentes: el pónico en extensión y el retenedor y coector. Vista vestibular (izquierda) y lingual (derecha). 173

Figura 7-2. Dimensiones del retenedor en una visión lingual y proximal..... 175

Figura 7-3. Dimensiones longitudinales del conector según el grosor del retenedor. 176

Figura 7-4. Medición mediante el pie de rey de la longitud mesio-distal a nivel del borde incisal de la corona (A) y a nivel cervical (B), y de la longitud vestibulo-lingual a nivel del borde incisal (C) y a nivel cervical (D)..... 177

Figura 7-5. A. Tubo de acero utilizado para el encofrado. B. Material y paralelizador utilizado para el encofrado y sembrado. 178

Figura 7-6. A. Base del paralelizador con el smartphone para la nivelación. B. smartphone con el software de nivelado activado. .. 178

Figura 7-7. A. Tubo de encofrado centrado en la plataforma de la base del paralelizador. B. Aplicación de composite fluido para la confección de la llave de posicionado. C. Fotopolimerizado del composite de la llave. D. Llave confeccionada. 179

Figura 7-8. Llave posicionadora para el sembrado de los dientes. 179

Figura 7-9. A. Cera de fijación colocada en la cara lingual de un incisivo. B. Fijación del diente a la llave posicionadora. C. Comprobación del paralelismo del eje mayor del diente en su cara proximal respecto al vástago del paralelizador. D. Comprobación del paralelismo del eje mayor del diente en su cara vestibular respecto al vástago del paralelizador. 180

Figura 7-10. A. Colocación de vaselina en la parte interna del tubo de acero. B y C. Sellado con la cinta adhesiva. 180

Figura 7-11. A. Rellenado del tubo de acero con resina acrílica. B. Paralelizador con el posicionador y el diente a sembrar. C. Sembrado del diente. 181

Figura 7-12. A. Dientes limpiados con su base de resina. B. Concavidad en la base de resina de una muestra a nivel del futuro pónico. 181

Figura 7-13. Diferentes planos de visión de un diente escaneado y la prótesis que se diseñó. 183

Figura 7-14. Diferentes planos de visión de una prótesis diseñada. 184

Figura 7-15. Comprobación mediante el pie de rey electrónico de las dimensiones de las prótesis confeccionadas en tres lugares distintos. 185

Figura 7-16. Chorreadora Airsonic® Mini Sandblaster. 186

Figura 7-17. Aplicación de ácido ortofosfórico al retenedor de una prótesis de cromo-cobalto cerámica. 187

Figura 7-18. A. Prótesis con el retenedor expuesto y el resto protegido por cinta de teflón. B. Retenedor con brillo, antes del arenado. C. Retenedor mate, después del arenado. 187

INDICE

- Figura 7-19.** Grabado ácido del diente en las caras donde se procedería a adherir la prótesis. 188
- Figura 7-20.** A. Aplicación del cemento de resina. B. Estabilización manual de la prótesis sobre el diente. C. Fotopolimerización del cemento desde incisal. 189
- Figura 7-21.** Las muestras con las prótesis ya cementadas se almacenaron en un contenedor. 190
- Figura 7-22.** Termocicladora de la Facultad de Odontología (UIC). 191
- Figura 7-23.** Máquina de ensayos universal Bionix-370 (UPC)..... 192
- Figura 7-24.** Plataforma de la maquina Bionix-370 y el dispositivo que sujeta la muestra a 45° respecto al puntero que aplica la fuerza. 193
- Figura 8-1.** Imágenes parciales magnificadas (30x) de la muestra de metal-cerámica C2, cuyo fallo fue clasificado como descementado por fallo adhesivo a la prótesis. A: imagen del diente con el cemento adherido. B: imagen del retenedor escasos restos de cemento. 212
- Figura 8-2.** Imágenes parciales magnificadas (30x) de la muestra de disilicato de litio E11, cuyo fallo fue clasificado como descementado por fallo cohesivo del cemento. A: imagen del diente con el cemento adherido. B: imagen del retenedor con el cemento adherido. 213
- Figura 8-3.** Imágenes parciales magnificadas (30x) de la muestra de resina nanocerámica L25, cuyo fallo fue la fractura de la prótesis. A: imagen del diente pilar y del retenedor. B: Imagen del pónico. ... 213

1.4 Índice de gráficos

- Gráfica 8-1.** Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura en Newtons, según el material de las prótesis. Código: Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio 198
- Gráfica 8-2.** Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura según el ángulo de aplicación de la carga compresiva. 201
- Gráfica 8-3.** Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura según el grosor de l retenedor..... 203
- Gráfica 8-4.** Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura de los distintos tipos de prótesis codificados. 207
- Gráfica 8-5.** Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo según el tipo de material. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis; Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio. 214
- Gráfica 8-6.** Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fractura en la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; FPR= fractura de la prótesis. 215
- Gráfica 8-7.** Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo en la resina nanocerámica según el grosor de la prótesis. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; FPR= fractura de la prótesis. 217
- Gráfica 8-8.** Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza. Código: COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis. 218
- Gráfica 8-9.** Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor de la prótesis. Código: COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis. 219

1.5 Índice de abreviaturas

a.C : antes de Cristo

d.C : después de Cristo

PPR : prótesis parcial removible

PPFD : prótesis parcial fija dentosoportada

PPFA : prótesis parcial fija adhesiva

PFI : prótesis fija implantosoportada

PPPF : prótesis provisional parcial fija

PPR : prótesis provisional removible

PPRM : prótesis parcial removible metálica

PPRR : prótesis parcial removible de resina

PPFD : prótesis parcial fija con preparación dental

PPFA : prótesis parcial fija adhesiva

PFA : prótesis fija adhesiva

PFA1R : prótesis fija adhesiva de un retenedor y un pónico

PFA2R : prótesis fija adhesiva de dos retenedores y un pónico

Cr-Co : cromo-cobalto

R.N : resina nanocerámica

D.L : disilicato de litio

ADP : descementado por fallo adhesivo a la prótesis

COH : descementado por fallo cohesivo del cemento

FPR : fractura de la prótesis

D. e. s : diferencia estadísticamente significativa

RESUMEN

2 RESUMEN

RESUMEN

El objetivo de este estudio *in vitro* fue evaluar la resistencia a la fractura y el tipo de fallo de prótesis fijas adhesivas destinadas a restituir un incisivo inferior utilizando como diente pilar otro incisivo, y elaboradas en tres materiales (metal-cerámica, resina nanocerámica y disilicato de litio monolítico) y dos grosores distintos (0,9 y 1,1 mm).

Se elaboraron un total de 120 muestras compuestas de un diente incisivo inferior natural al que se había cementado una prótesis adhesiva con un retenedor y un pónico en extensión. De acuerdo al material de elaboración y al grosor del retenedor, las muestras quedaron distribuidas en los 6 grupos siguientes:

- 20 muestras con prótesis de metal-cerámica (Remanium® Star MD I, Dentauro, Ispringen, Alemania; Vita VM13, Vita, Postfach Alemania) con el retenedor de 0,9 mm de grosor,
- 20 muestras con prótesis de metal-cerámica con el retenedor de 1,1 mm de grosor,
- 20 muestras con prótesis de resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) con el retenedor de 0,9 mm de grosor,
- 20 muestras con prótesis de resina nanocerámica con el retenedor de 1,1 mm de grosor,
- 20 muestras con prótesis de disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) con el retenedor de 0,9 mm de grosor, y
- 20 muestras con prótesis de disilicato de litio con el retenedor de 1,1 mm de grosor.

Todas las prótesis fueron cementadas mediante un cemento de resina adhesiva de polimerización dual (RelyX™ Ultimate translúcido, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) y un adhesivo universal (Scotchbond™ Universal, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA). Tras el

RESUMEN

cementado las muestras fueron almacenados en una estufa a 37°C y con una humedad del 100% durante 24 horas. Tras lo cual fueron sometidas a un proceso de termociclado de 2000 ciclos en baños de 30 s a 5° C y 55° C.

Posteriormente, cada grupo de 20 muestras fue subdividido en 2 subgrupos de 10 muestras. Un grupo fue sometido a una fuerza compresiva vertical (0°) y el otro grupo a una fuerza compresiva angulada (45°) desde vestibular, hasta su fractura o descementado.

Se realizaron inferencias estadísticas mediante múltiples comparaciones por pares. Atendiendo sólo al material, las prótesis fijas adhesivas de metal-cerámica fueron las que ofrecieron los valores significativamente más elevados de resistencia a la fractura (media: 210 ±136,3 N) que las de resina nanocerámica (media: 180,6 ± 66,6 N) y las de disilicato de litio monolítico (media: 117 ± 76,1 N), entre las cuales no hubieron diferencias significativas. Atendiendo sólo a la angulación de la fuerza aplicada, la resistencia a la fractura de las prótesis adhesivas es significativamente mayor al aplicar una fuerza a 0° (vertical) (media: 239,1 ± 98,7 N) que a 45° (media: 99 ± 48,4 N). Atendiendo sólo al grosor del retenedor no se hallaron diferencias significativas entre el grosor de retenedor de 1,1 mm (media: 188 ± 117,7 N) y de 0,9 mm (media: 150 ± 86,6 N).

Las prótesis fijas adhesivas sometidas a una fuerza vertical que presentaron una mayor resistencia a la fractura fueron las de metal-cerámica con un retenedor de 1,1 mm de grosor (media: 387,1 ± 74,1 N), con una diferencia significativa al resto de prótesis evaluadas. En cambio, al aplicar una fuerza angulada vestibular las prótesis más resistentes a la fractura fueron las de resina nanocerámica con un retenedor de 1,1 mm (media: 158,4 ± 46,2 N) seguidas de las de prótesis de resina nanocerámica con un retenedor

RESUMEN

de 0,9 mm (media: $183,1 \pm 73,3$ N), no siendo significativa la diferencia entre ellas, pero sí con la del resto de prótesis evaluadas.

El tipo de fallo de las prótesis fue dependiente del material en que se habían fabricado. En todas las prótesis metal-cerámica se dio un fallo por descementado adhesivo a la prótesis. En las prótesis de resina nanocerámica los tipos de fallo que se dieron fueron la fractura de la prótesis (85%) y el descementado por fallo adhesivo de la prótesis (15%), no detectándose dependencia entre el tipo de fallo y la angulación de la fuerza aplicada y el grosor del retenedor. En las prótesis de disilicato los tipos de fallo que se dieron fueron el descementado por fallo cohesivo del cemento (70%) y la fractura de la prótesis (30%), detectándose dependencia entre el tipo de fallo y la angulación de la fuerza aplicada, que no se daba respecto al grosor del retenedor.

La PFA de resina nanocerámica con un retenedor de grosor 1,1 mm, podría considerarse una posible alternativa a la PFA de metal-cerámica.

3 INTRODUCCIÓN

La situación de edentulismo unitario en el sector anterior abre ante el prostodoncista un amplio abanico de posibles soluciones rehabilitadoras, muchas de las cuales requieren de una perspectiva multidisciplinaria para la obtención de un resultado satisfactorio (1-5). Para el análisis de las diferentes opciones debe aplicarse una visión global que considere todas las características generales y locales del paciente (edad, disponibilidad económica, historial médico, estado de los dientes adyacentes), así como la práctica de una odontología lo más conservadora y predecible posible en línea con la actual tendencia de odontología mínimamente invasiva, siempre que ello sea posible (6-9).

Tradicionalmente el edentulismo unitario se ha venido tratando mediante aparatología removible o mediante prótesis fija. Con aparatología removible cuando los posibles pilares de prótesis no eran periodontalmente fiables, el coste de la prótesis fija no era accesible económicamente al paciente o el paciente estaba todavía en fase de crecimiento. Este tipo de solución removible presenta inconvenientes de tipo funcional, estético y psicológico, dependiendo sobre todo de las expectativas y edad del paciente. La opción de la prótesis fija supone que los dientes contiguos al espacio edéntulo deben ser sometidos a un cierto grado de preparación en función de la prótesis fija elegida, aun tratándose de una prótesis fija adhesiva atendiendo a las técnicas más comunes de la misma. Por tanto, las soluciones de carácter fijo son agresivas en mayor o menor grado respecto al tejido dentario (7,10).

La incorporación de la implantología en la década de los 80-90 del pasado siglo como terapéutica frente al edentulismo supuso para la Odontología un salto cualitativo fundamental, al permitir tratamientos protésicos que no comprometían a los dientes adyacentes (1,10-12). Este hecho ha sido uno de los motivos principales de que la implantología se erija como alternativa de

elección frente a las situaciones de edentulismo. La solución implantosoportada ante un edentulismo unitario representaría la máxima expresión de la odontología mínimamente invasiva respecto al tejido dentario de los dientes adyacentes.

El edentulismo unitario en el sector incisivo inferior no es infrecuente, siendo debido principalmente a la patología periodontal y a la agenesia (3,4,13,14). Si bien, conceptualmente la opción implantosoportada sería la de elección, no siempre es factible, por lo que la siguiente alternativa a considerar sería la prótesis fija con criterios mínimamente invasivos, lo cual nos llevaría a plantearnos las prótesis fijas adhesivas.

Las técnicas adhesivas y de preparación de las superficies y los materiales no metálicos disponibles actualmente, abren ante nosotros nuevas posibilidades en la realización de prótesis fijas adhesivas siguiendo criterios mínimamente invasivos (1,3,5).

La literatura científica existente respecto a las prótesis adhesivas en el sector incisivo inferior utilizando materiales no metálicos y con diseños basados en criterios de mínima invasión, es exigua o inexistente para algunos materiales. A fin de conocer, para esta situación clínica y en base a estos criterios mínimamente invasivos, la resistencia ante fuerzas masticatorias de prótesis fijas adhesivas elaboradas con materiales no metálicos (como la resina nanocerámica y el disilicato de litio) en comparación con las de metal-cerámica, se planteó el presente estudio *in vitro*.

4 HIPÓTESIS DE TRABAJO

4.1 Hipótesis nulas

1. Las prótesis fijas adhesivas de un retenedor realizadas con metal-cerámica, resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) y disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) presentan igual resistencia a la fractura, independientemente del grosor del retenedor y del ángulo de la fuerza aplicada.
2. La resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de un retenedor es la misma al aplicar una fuerza a 0° y a 45°, independientemente del grosor del retenedor y del material con que se realizó.
3. La resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de un retenedor es la misma cuando el grosor del retenedor es de 0,9 y 1,1 mm independientemente del ángulo de la fuerza aplicada y del material con que se realizó.
4. Las prótesis fijas adhesivas realizadas, con metal-cerámica, resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative) y disilicato de litio (IPS e.max® Press), con un retenedor de 0,9 y 1,1 mm y sometidas a una fuerza a 0° y a 45°, presentan igual resistencia a la fractura
5. El tipo de fallo de las prótesis fijas adhesivas es independiente del material en que han sido confeccionadas, del grosor del retenedor y del ángulo de la fuerza a que son sometidas.

4.2 Hipótesis alternativas

1. Las prótesis fijas adhesivas de un retenedor realizadas con metal-cerámica, resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) y disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) presentan distinta resistencia a la fractura, independientemente del grosor del retenedor y del ángulo de la fuerza aplicada.
2. La resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de un retenedor es distinta al aplicar una fuerza a 0° y a 45°, independientemente del grosor del retenedor y del material con que se realizó.
3. La resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de un retenedor es distinta cuando el grosor del retenedor es de 0,9 y 1,1 mm independientemente del ángulo de la fuerza aplicada y del material con que se confeccionó.
4. Las prótesis fijas adhesivas confeccionadas con metal-cerámica, resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative) y disilicato de litio (IPS e.max® Press), con un retenedor de 0,9 y 1,1 mm y sometidas a una fuerza a 0° y a 45°, presentan diferente resistencia a la fractura.
5. El tipo de fallo de las prótesis fijas adhesivas no es independiente del material en que han sido confeccionadas, del grosor del retenedor y del ángulo de la fuerza a que son sometidas.

OBJETIVOS

5 OBJETIVOS

5.1 Objetivo principal

Estudiar la resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de distinto diseño (grosor de retenedor) para restituir un incisivo inferior y confeccionadas con tres tipos de materiales: metal-cerámica, resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) y disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), tras ser sometidas a un proceso de envejecimiento mediante termociclado de 2000 ciclos.

5.2 Objetivos secundarios

1. Determinar y comparar la resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de un retenedor confeccionadas en metal-cerámica, resina nanocerámica y disilicato de litio, independientemente del grosor del retenedor (0,9 mm o 1,1 mm) y el ángulo de la fuerza aplicada (0° o 45°).

2. Determinar y comparar la resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas con un retenedor ante la aplicación de una fuerza a 0° y 45°, independientemente del grosor del retenedor y el material de confección.

3. Determinar y comparar la resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas con un retenedor de grosor de 0,9 y 1,1 mm, independientemente del ángulo de la fuerza aplicada y el material de confección.

4. Determinar y comparar la resistencia a la fractura de las prótesis fijas adhesivas de metal-cerámica, resina nanocerámica y disilicato de litio, con un retenedor de fijación de 0,9 ó 1,1 mm de grosor y la aplicación de una fuerza a 0° ó 45°.

O B J E T I V O S

5. Determinar el tipo de fallo (descementado o fractura de la prótesis) de las prótesis fijas adhesivas de metal-cerámica, resina nanocerámica y disilicato de litio, con un retenedor de fijación de 0,9 y 1,1 mm de grosor y la aplicación de una fuerza a 0° y 45°.

6. Establecer la dependencia del tipo de fallo respecto al tipo de material de las prótesis fijas adhesivas, el ángulo de aplicación de la fuerza y el grosor del retenedor.

6 ESTADO DE LA CUESTIÓN

6.1 Antecedentes históricos de la prótesis dental

“Aquellos que no recuerdan el pasado están condenados a repetirlo”

Jorge Agustín Nicolás Ruiz de Santayana, filósofo y poeta(15).

Esta afirmación extensible a tantos campos de nuestra existencia vital nos hizo reflexionar sobre la oportunidad y conveniencia de introducir un apartado histórico en este trabajo.

Relevancia de los dientes desde la antigüedad

Desde el principio de la existencia del hombre la pérdida de dientes ha representado un motivo de preocupación. El tener una dentadura sana era un signo de fortaleza y salud en tiempos prehistóricos (16-18). La mayoría de las culturas siempre reconocieron los dientes y particularmente los del sector anterior como un símbolo asociado a la juventud, la belleza, la moda e incluso los asociaron con creencias místicas y religiosas (16-20).

La primera intervención curativa dental de la que se tienen evidencias data de hace unos 14000 años, en los fines del Paleolítico Superior, en el norte de Italia donde en un enterramiento aparecieron restos con un molar inferior al que se le había eliminado la caries *ante mortem* mediante herramientas de piedra, aunque no se realizó la obturación de la misma (21).

El Neolítico (10000-7000 a.C.) significó para los seres humanos un profundo cambio en la manera de vivir y conseguir el alimento mediante la agricultura y ganadería. Los cambios derivados por la dieta y nuevos hábitos provocaron ya el aumento de algunas patologías como la caries que anteriormente eran casi de anecdótica presencia. En esta época llegaba a una incidencia de un 3%-6% (22,23) .

En el actual Pakistán, se han encontrado restos con intervenciones dentales (perforaciones) que datan de hace 9000-7500 años a.C. y se suponen realizadas con taladros operados mediante un arco que les imprimía la rotación requerida (24). Estos resultados proporcionan evidencia de una antiquísima odontología primitiva casi en los principios del Neolítico (25) . En un yacimiento arqueológico en Eslovenia se halló recientemente un cráneo datado en el 6500 a.C. con la primera evidencia de una obturación terapéutica y paliativa, realizada con cera de abeja y rellenando una concavidad del borde incisal de un canino inferior, provocada por el desgaste y que presentaba una fisura longitudinal (26).

En relación a las prótesis dentales los hallazgos arqueológicos nos revelan que la prótesis destinada a restituir los dientes ausentes ya estaba presente en todas las culturas del medio oriente (fenicios, sumerios, babilonios y egipcios) y más posteriormente en los griegos y romanos. Empleaban normalmente dientes humanos, de animales o maderas como el boj. Se pulían y adaptaban al espacio edéntulo, fijándolos mediante alambres de oro o cintas que los ferulizaban a los dientes contiguos, una pura sujeción mecánica (24,27).

Los sistemas adhesivos se emplearon para otros menesteres pues ya desde hacía milenios se usaron diversos recursos naturales como telas de araña, cera de abeja, nidos de pájaros (extraían la saliva que había servido de "ligazón" entre los materiales empleados) o sangre animal. La cultura babilónica e indostánica hacia el 4000 a.C. empleaba ya cementos bituminosos y los egipcios hacia 1800 a.C. (mediante la cocción de huesos de animales) obtenían adhesivos para la adhesión de láminas de madera (28). No obstante, el empleo de cementos o adhesivos con fines dentales se produce muy posteriormente, con la cultura maya y exclusivamente con fines odontológicos de ornamentación o decoración dental (17,29).

Los vestigios arqueológicos de culturas muy alejadas y sin ninguna relación nos demuestran que todas ellas trataron de buscar una solución frente a la pérdida de piezas dentales. Los primeros vestigios históricos de las primeras prótesis dentales se remontan al año 2000 a.C. (17,24) pero creemos interesante hacer una revisión histórica de la odontología practicada por las más grandes culturas conocidas.

Odontología en el antiguo Egipto

Los primeros indicios de un saber odontológico surgen en Egipto, la primera gran civilización conocida que abarca un período histórico de al menos 3000 años. Aquí, como en otros países, la medicina era practicada por una clase social alta y denominados *Sun-nu*. En cambio la odontología era considerada una profesión de clase social baja y les denominaban médicos de los dientes, el símbolo por el que se les identificaba en los jeroglíficos era un ojo y un canino (30). Los médicos egipcios, según el historiador Herodoto (siglo V a.C.) se dividían en diferentes especialidades como las de los ojos, los dientes, la cabeza, el abdomen y la de las enfermedades oscuras. En el Antiguo Reino Egipcio, hasta el 2400 a.C. se hicieron famosos varios médicos como Imutes y Howi, este último especializado en los dientes. Hesi-Re en Memfis fue jefe de la escuela de médicos y cirujanos dentistas de la corte faraónica considerándose el primer dentista conocido de la historia (24,25,30) . El texto egipcio conocido como papiro de George Ebers, conservado en la universidad de Leipzig se considera el texto sobre cultura médica egipcia más extenso e importante, en él se hace mención a diversas enfermedades de la cavidad oral y remedios para las mismas incluyendo entre otros, el tratamiento para un absceso dental, remedios para fortalecer las encías para la hinchazón y el dolor de dientes. Las primeras referencias históricas de que se disponen respecto a las prótesis dentales en Egipto datan del año 2000 a.C y

corresponden a restos humanos con dientes ferulizados por alambres de oro así como prótesis con trenzado de hilo de oro donde el diente ausente procedía de cadáver (24,30).

Odontología en la antigua China

La historia de la odontología en China está estrechamente ligada a los avances en la medicina china. Realizaban extracciones dentales rudimentarias ya en 6000 a.C. e incluso se describen los primeros signos de adorno con los dientes humanos.

El período de oro de la medicina y odontología en China se produce primero con la dinastía Han (202 a.C. al 221 d.C.) y más tarde con la dinastía Tang (618-906 d.C.). El primer período de oro estuvo marcado por la aparición de los primeros libros de texto para describir las técnicas dentales de prevención y restauración. Estos libros daban una clasificación de los problemas dentales e incluyen alrededor de 18 preparados o formulaciones para el dolor de muelas en forma de pastillas y enjuagues bucales. Junto a esta farmacopea también utilizaron (y utilizan hoy en día) la acupuntura como un medio para tratar enfermedades de las encías y dolor de muelas con 26 puntos de punción para el dolor dental y seis para problemas en las encías. También practicaban el proceso de moxibustión o moxa para aliviar el dolor dental, para lo que se usaba polvo y hojas aromáticas que quemaban paulatinamente y conjuntamente a las agujas insertadas en los puntos de acupuntura preestablecidos para cada dolencia (24,31). Durante la dinastía Tang en 659 d.C. se empleaba ya el oro como material de relleno en las caries (32).

Odontología en Mesopotamia

Los primeros pueblos semíticos se asentaron en la zona entre 5000 y 4000 a.C. Los mesopotámicos eran pueblos guerreros pero sabemos muy poco de su práctica odontológica, salvo que

practicaban extracciones y drenaje de abscesos. Se sabe además que fabricaban dientes artificiales de madre y que usaban prescripciones y conjuros para los dolores dentales. A ellos se debe la primera referencia conocida al "gusano dentario" que creían era la materialización de un espíritu maligno que destruía los dientes (30).

Odontología en el Imperio Maya

El Imperio Maya se desarrolla en diferentes períodos desde el 2000 a.C. hasta mediados del siglo XVI. Entre los mayas era frecuente que por motivos estéticos, religiosos o de status social se modificaran o decoraran los dientes incisivos, mediante el limado o mediante la incrustación de diversos materiales preciosos o semipreciosos. Se tiene constancia de una incrustación dentaria maya en el siglo IV a.C., era de jade y turquesa con propósitos rituales, religiosos y estéticos. El limado, la primera técnica de modificación dental que aparece dentro de la cronología cultural maya, podía ser muy variado de un individuo a otro, según su sexo, edad y objetivo final, pudiendo ser un desgaste selectivo de los ángulos, el ranurado de sus bordes incisales de forma recta o un ranurado sinuoso. La incrustación venía precedida de una minuciosa técnica de preparación para realizar una oquedad en cada diente muy bien calibrada, una vez preparada le adaptaban la incrustación y la cementaban con algún potente elemento adhesivo o bien mezcla de ellos: copal (una resina vegetal), polvo de hueso, bulbos de algunas orquídeas, resina de pino, o polvos minerales como el fosfato de calcio (17,19,29,33-35). Las incrustaciones podían ser de jade, jadeíta, amazonita, turquesa, oro, hematita o piritas (17,19,34-36). La cultura maya fue la primera de la que se tiene constancia que realizara un implante endoóseo aloplástico en una persona viva, como lo demuestra el hallazgo en 1931, en el valle de Ulúa, en Honduras, de un fragmento de mandíbula de origen maya que databa del año 600 d.C. En esta mandíbula se observó, que tres trozos de concha en forma de

dientes, habían sido colocados en los alveolos de tres incisivos inferiores perdidos. Estudios radiológicos efectuados probaron la existencia de hueso compacto alrededor de dos de estos implantes, lo que demostró su colocación en vida del paciente, y la consecución de un cierto grado de osteointegración de los mismos (27).

Odontología en la cultura etrusca y fenicia

Los etruscos, cuyo centro geográfico fue la Toscana italiana (norte y centro de la península itálica), predecesores de los romanos y en cierta manera herederos de la cultura griega, tienen su esplendor entre el siglo VII a.C. y el año 40 a.C. con la llegada de los romanos. Eran hábiles orfebres y realizaban ya en el siglo VI y V a.C. prótesis mediante ligaduras de alambre y/o bandas de oro para fijar los dientes con movilidad y para realizar prótesis sustituyendo los dientes ausentes por dientes tallados de origen animal en la mayoría de los casos, dientes de buey o ternero, o conchas de mar. Una de las prótesis más elaboradas consiste en 7 anillos de oro soldados 5 ejercían de pilares sobre dientes naturales y dos para sujetar los púnticos de dos incisivos centrales y un segundo premolar (24).

Los fenicios, pueblo de origen semítico, comerciante y marinero por excelencia, estaban ubicados geográficamente en una región denominada antiguamente Canaán, una zona costera que comprende actualmente Israel, Siria y Líbano, su cultura en influencia geográficas se desarrollaron entre el siglo XIII a. C. hasta el V a.C.

Tenían una gran habilidad en la realización de prótesis dentales mediante la ayuda de oro en forma de alambre y cintas. Es afamada una tumba del siglo IV a.C. descubierta en Saida (actual Sidón) en la que se halló una prótesis para restituir dos incisivos inferiores ausentes, mediante ligaduras de alambre de oro a los dientes (24,30).

Odontología en la antigua Grecia y Roma

Hacia el siglo XI a.C. la medicina estaba ejercida en Grecia por sacerdotes que se basaban en creencias religiosas y el uso de plantas. En el período 500-300 a.C., Hipócrates y Aristóteles escribieron sobre la odontología, incluyendo el patrón de erupción de los dientes, el tratamiento de los dientes con caries, la enfermedad de las encías, la extracción de dientes con fórceps, el uso de alambres para estabilizar dientes con movilidad o mandíbulas fracturadas, uso de ungüentos y procedimientos de esterilización o usar un alambre caliente para tratar las enfermedades de los dientes y de los tejidos orales. A partir de entonces el sacerdote sanador dejó de un simple mediador con el poder sobrenatural y las enfermedades comenzaron a ser interpretadas mediante explicaciones naturales pero aún impregnadas de una clara influencia filosófica (24,27,30,37).

En el año 100 a.C. el médico romano llamado Celso escribió extensamente en su importante compendio de medicina sobre la higiene bucal, la estabilización de los dientes con movilidad, los tratamientos para el dolor de muelas, el dolor de la erupción dentaria y sobre las fracturas de mandíbula (24) a pesar de que los cuidados dentales de la época a principios del imperio romano recaían en esclavos y barberos que actuaban como dentistas. En el siglo I el escritor Marco Valerio Marcial describía en sus obras cómo los médicos romanos practicaban extracciones y colocaban los dientes ausentes mediante dientes tallados a partir de hueso de buey. En esta época destacan los médicos Galeno de Pérgamo y Plinio el Viejo que en sus tratados describen y tratan sobre las patologías dentarias (30).

El esplendor árabe y el ostracismo medieval europeo

Tras el debilitamiento y caída del imperio romano de Occidente hacia el siglo IV se cae en un período oscurantista y violento que duraría prácticamente hasta el Renacimiento italiano (24). Este es precisamente el período de expansión del islam que se caracterizaba entonces por el respeto a la interculturalidad, las artes y el impulso de las ciencias.

Rhazi, científico, filósofo y médico persa del siglo IX destacó por su racionalismo y en defender la necesidad de agotar todos los métodos para curar los dientes antes de extraerlos. Por ello, para prevenir la propagación de la caries llenaba las cavidades con un cemento hecho de masilla y alumbre (sulfato potásico) habitualmente. Contra la periodontitis y sus dolores recomendaba el opio, el aceite de rosas, pimienta y miel, así como la escarificación de las encías y la aplicación de sanguijuelas. Si estas propuestas no tenían éxito aplicaba castóreo (secreción glandular del castor), pimienta, jengibre, estoraque (una planta), opio, y otros ingredientes a las raíces de los dientes. Si este método también fallaba tocaba la raíz del diente enfermo con un hierro al rojo vivo, o bien buscaba provocar su caída mediante medicamentos especiales como la coluquintida (planta tóxica según su concentración) y el arsénico (24).

Ali Abbas en siglo VIII d.C, también médico persa, escribió acerca de las enfermedades de los dientes y explicó el tratamiento de una lesión periapical mediante la introducción de agujas calientes en el diente varias veces hasta curar la infección. También utilizó productos químicos en los dientes como método para la desvitalización del diente y aliviar el dolor. Solamente si todo fallaba recurría a la extracción.

Uno de los médicos más eminentes que han existido fue Ibn Sina o Avicena, nacido en el 980 d.C. en Afshana; recomendó la perforación del diente con un dolor constante para eliminar los humores que se acumulaban dentro y llenándolos posteriormente con medicamentos.

Abulcasis (1050-1122) uno de los más grandes cirujanos de este período histórico recomendaba la cauterización en caso de absceso periapical con fístula o la ligadura de dientes en caso de un golpe o caída, describiendo estos tratamientos al detalle en su libro que fue uno de los primeros en la representación de los instrumentos dentales.

Los árabes constituyeron sin lugar a dudas durante 8 siglos la vanguardia, la salvaguarda y el progreso para todas las áreas científicas y culturales, período que transcurre desde la caída del Imperio Romano hasta su expulsión de España en 1492, lo que derivó en un período de decadencia (38).

Del Renacimiento hasta el siglo XVI

Tradicionalmente los monjes venían desempeñando la labor de cirujanos desde el Medioevo, pero una serie de edictos papales en el siglo XII les prohibieron seguir desempeñando cualquier tipo de cirugía o derramamiento de sangre, como la producida por las extracciones dentarias. Estos edictos liquidan las atribuciones quirúrgicas monacales que empiezan a ser asumidas por los barberos. En 1210 d.C. se establece un gremio de barberos en Francia, momento a partir del cual se crean dos grupos: los cirujanos, educados y entrenados para llevar a cabo operaciones complejas; y por otro lado, los barberos-cirujanos que realizaban servicios higiénicos y sanitarios más elementales como el afeitado, sangrías o extraer dientes. Dada la extralimitación de funciones a la que se habían entregado muchos barberos-cirujanos a principios del siglo

XV, un real decreto del monarca francés prohibió a todos los barberos la práctica de toda técnica quirúrgica pudiendo sólo realizar: sangrado, ventosas, sanguijuelas y extracción de dientes (24).

Johannes Stockerus, un médico municipal en Ulm, Alemania, recomendaba ya la amalgama como material de relleno de las cavidades dentarias en 1528 (32). En 1530 se publica en Alemania el primer libro conocido dedicado íntegramente a la odontología, edición de Artzney Buchlein y titulado "*El pequeño libro medicinal para todo tipo de enfermedades y dolencias de los dientes*" de 44 páginas y de autor desconocido (39).

Desde el siglo XVIII hasta la actualidad

En 1728 y con 50 años, Pierre Fauchard, nacido en la Bretaña francesa y formado como cirujano oral en la armada francesa durante 3 años y después de forma autodidacta publicó su obra "*Le chirurgien dentiste, ou traité des dents*" (40). Se le reconoce universalmente como el padre de la odontología Moderna, por su aporte basado en sintetizar y sistematizar los principales conocimientos sobre Odontología en occidente en oposición con el conservadurismo de los practicantes de la época. Define las enfermedades del diente, de las encías y del hueso de soporte, la elaboración de las prótesis e incluso ya hablaba la porcelana como un posible sustituto del esmalte y la encía. A partir de esta publicación la odontología pasó a ser considerada como una rama científica independiente de la medicina (24,41).

En 1746, Claude Mouton describió cómo hacer coronas de oro ancladas con un poste en el conducto radicular y esmaltarlas de blanco para darle una apariencia más estética (24,42).

En 1756, el dentista berlinés Phillipp Pfaff, dentista de Federico II el Grande (Federico II de Prusia) desarrolló una eficaz técnica de

impresión, su método era tomar en dos partes impresiones en cera de las dos arcadas, luego retirarlas por separado reduciendo así al mínimo la distorsión y hacer de ellas un molde de yeso. Esta técnica parece era desconocida para Fauchard cuyos métodos Pfaff seguía escrupulosamente (43-45).

En 1789, el dentista parisino Nicolás Dubois de Chemant obtuvo la primera patente sobre un procedimiento para hacer dientes de porcelana usando hornos de alta tecnología para aquella época en una fábrica de porcelanas. Tras la revolución francesa Chemant huye a Inglaterra donde en colaboración con Josiah Wedgegood refinó las formulaciones aumentando el feldespató en la cerámica y generando así más translucidez y naturalidad (24,42).

En 1790 John Greenwood, uno de los dentistas de George Washington construyó el primer motor a pedal. Un pedal que se accionaba con el pie, hacía girar una rueda y está un taladro mediante la transmisión de una cuerda. A su vez, Josiah Flagg, dentista estadounidense, construyó la primera silla hecha específicamente para los pacientes dentales. A una silla de madera estilo Windsor, Flagg unió un reposacabezas ajustable más una extensión en el brazo de la misma para sostener instrumentos (46).

En 1808, el dentista italiano Giuseppangelo Fonzi utiliza la cerámica feldespática por primera vez para el reemplazo de dientes mediante unas coronas individuales fijadas con pins de platino a una estructura metálica lo que significó un gran avance en la prostodoncia dado que se aportaba estética, reparabilidad y posibilidad de confeccionar prótesis parciales (27,42).

En 1805 en Inglaterra, Samuel Pepys y Joseph Fox introdujeron los "*metales fundibles*" para el relleno de cavidades pero se encontraron con el problema de la necesidad de calor para su fusión. Pero en 1818, Louis Nicolas Regnart, un médico parisino dedicado a

la odontología superó este problema mediante la adición de una décima parte en peso de mercurio inventado así la amalgama (una aleación de mercurio con otro metal o metales). En 1826, el francés Auguste Taveau de París mejoró las propiedades y manipulación clínica utilizando una amalgama de plata, estaño y cobre. En 1833, los hermanos polacos Crawcour en 1833 patentaron el relleno de amalgama con el nombre de *Royal Mineral Succedaneum* (32).

Mediante las aportaciones de Elías Widman en 1838 y el proceso de cocción al vacío desarrollado en 1849, las porcelanas mejoraron mucho sus propiedades estéticas (18,47).

En 1885 Logan creó la corona Richmond fundiendo cerámica a postes de platino, el conjunto se cementaba en la porción radicular. Las primeras coronas de cerámica feldespática fusionada a metal para la fabricación de incrustaciones y coronas las desarrolló Land en 1886 (41).

En 1936 se comenzó a utilizar la resina acrílica polimerizada como base para los dientes artificiales y las dentaduras completas. Hasta aquél momento se hacían en una base de vulcanita, un derivado procesado del caucho (27).

Otro desarrollo notable se produjo en 1962 de la mano de Weinstein que adicionó leucita a las formulaciones de porcelana elevando así su coeficiente de expansión térmica y permitiendo su unión a ciertas aleaciones de oro (18).

En 1965 McLean y Hughes introdujeron en el mercado la porcelana aluminosa, con un 40-50% de cristales óxido de aluminio para bloquear la propagación de fisuras, siendo mucho más resistente que la feldespática convencional. Estas porcelanas presentaban el problema de una mayor opacidad por ser más blanquecinas, por lo que para conseguir una estética aceptable se necesitaba un tallado

muy agresivo. No obstante consiguieron una gran popularidad como refuerzo para soportar la cerámica feldespática, era el nacimiento de las coronas libres de metal (48-50).

Las mejoras en los sistemas de metal-cerámica dominaron la investigación cerámica dental durante los siguientes 35 años lo que dio lugar a la mejora de las aleaciones, de las cerámicas y de la unión entre el metal y éstas. En los años 80 del pasado siglo la introducción de coronas totalmente cerámicas libres de contracción y las coronas vitrocerámicas moldeables ofrecieron un impulso en el interés por la investigación de coronas totalmente cerámicas (51,52).

Los estudios de Brånemark en la década de los 70 abrieron la revolucionaria vía de la restauración prostodóntica mediante la utilización de implantes (53,54).

A mediados de los años 90 del pasado siglo Nobel Biocare® introdujo la primera subestructura totalmente cerámica mediante CAD/CAM, realizada con 99,9% de alúmina y recubierta de cerámica feldespática (49). En esta misma década se introdujo también la aplicación de anestésicos sin aguja mediante el empleo de jeringas con pequeños orificios en la punta del inyector y que mediante presión y velocidad la depositan en el tejido subcutáneo atravesando la mucosa y epidermis. Este sistema que introduce 0,2-0,4 ml de solución anestésica actúa en una superficie de una extensión aproximada de 0,5-1 cm y es una alternativa muy eficaz frente a la anestesia tópica y evitar así las molestias del pinchazo dado que su uso exclusivo para anestesia pulpar es cuestionable (55-57).

Ya en los últimos 20 años y en lo referente a materiales restauradores se han incorporado a la Odontología muy diversos y novedosos sistemas de fabricación (sinterización, ...) así como materiales totalmente cerámicos a base de leucita, disilicato de litio, alúmina, alúmina y zirconia, y una larga lista de materiales y

combinaciones de los mismos de tal forma que las restauraciones de cerámica sin metal que se habían limitado inicialmente en el sector región dental anterior, actualmente con la introducción de las restauraciones de disilicato de litio y óxido de zirconio, especialmente las monolíticas, es perfectamente posible su uso en el sector posterior. Esta proliferación en los materiales cerámicos y símiles cerámicos ha dado lugar a muy diversas clasificaciones (49,58,59). La última publicada con general aceptación y coincidiendo con los últimos criterios de la Asociación Americana de Materiales Dentales, corresponde a la publicada por Gracis en 2015 (60); clasificación y nomenclatura que adoptamos en este trabajo.

Actualmente, la Prótesis dental se ha convertido en un punto de encuentro de los avances en ingeniería, robótica y tecnología de los materiales. Las restauraciones CAD/CAM (su diseño y fabricación es asistido por ordenador) han tenido enormes avances en sus respectivas fases: digitalización, diseño y mecanizado. La digitalización registra tridimensionalmente la preparación dentaria, dientes adyacentes y antagonistas mediante un escáner. Puede realizarse ya de forma intraoral mediante cámara lectora y sin tomar impresiones o bien de forma extra oral mediante una impresión de la preparación dentaria. La información se traslada al programa de diseño y finalizado el proceso del mismo se almacena la información y se envía al centro de fresado (55).

6.2 Tratamiento de la ausencia dentaria de un incisivo inferior

La rehabilitación de un espacio edéntulo y especialmente en el sector estético anterior es un reto para cualquier prostodoncista dado que tiene como objetivo rehabilitar la función y la estética (61).

En base al estudio de Avivi-Arber y Zarb (62) sobre implantes unitarios y en base a una muestra de 49 edentulismos unitarios , las

causas más frecuentes por las que un paciente puede presentar la ausencia de un solo diente son: agenesias (33%), traumatismos (20%), complicaciones endodónticas (15%) traumatismos más complicaciones endodónticas (9%), enfermedad periodontal (4%), caries (13%), razones ortodónticas (2%) y dientes incluidos o retenidos (2%). 71% de los casos de edentulismo unitario en maxilar superior y un 29% en maxilar inferior. En el estudio de Peñarrocha y cols. (63) en el que se tratan 40 edentulismos unitarios, un 65% de los mismos se dan en el maxilar superior y un 35% en maxilar inferior. En base a estos datos la frecuencia de edentulismo unitario superior duplica a la del maxilar inferior.

Es aconsejable un abordaje multidisciplinar para el diagnóstico y plan de tratamiento de esta situación y poder llegar así a tener éxito en esta zona de tan elevado compromiso estético (1). Más aún cuando con la edad la exposición de los incisivos inferiores aumenta progresivamente por la hipotonía del labio inferior (1,64) .

Para elegir la opción protésica más adecuada para el paciente deberemos tener en cuenta los deseos del mismo, los factores biomecánicos, periodontales, económicos y estéticos (7). El tratamiento restaurador podrá tener carácter provisional o definitivo (10,65) y a su vez, podrá ser fijo o removible (1,7,11). En el caso de los materiales metálicos también será un factor determinante que no existan alergias o intolerancias a los mismos (66,67) y que no exista aversión razonada o psicológica a su uso en la boca (67).

Son muy diversas las opciones para restaurar protésicamente la situación de un incisivo inferior ausente (1,3,4,11,13,68-73):

Prótesis parcial removible (PPR)

Prótesis parcial fija dentosoportada (PPFD)

Prótesis parcial fija adhesiva (PPFA)

Prótesis fija implantosoportada (PFI)

ESTADO DE LA CUESTIÓN

El tratamiento puede abordarse bajo una perspectiva terapéutica de carácter provisional o bien de carácter definitivo, pasamos seguidamente a desarrollar las diversas opciones de tratamiento provisionales y las opciones de tratamiento de carácter permanente. En las figuras 6-1 y 6-2 se muestra un esquema de las opciones de tratamiento.

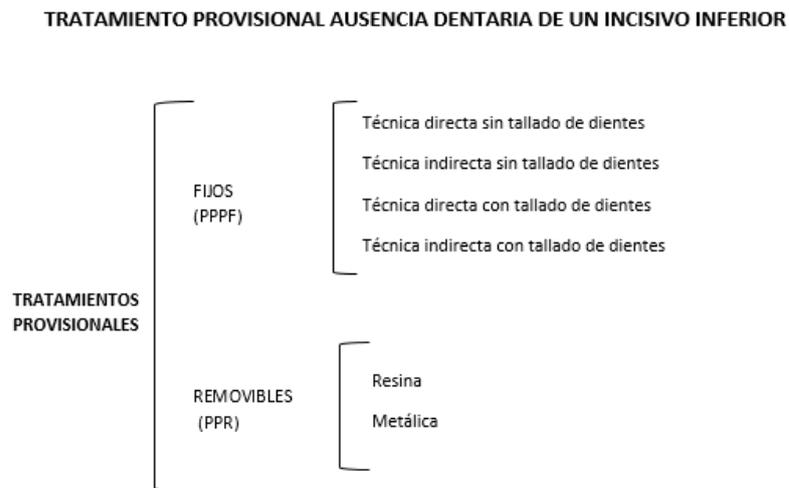


Figura 6-1. Opciones de tratamiento provisionales para la ausencia de un tratamiento incisivo inferior

ESTADO DE LA CUESTIÓN

TRATAMIENTO PERMANENTE DE LA AUSENCIA DENTARIA DE UN INCISIVO INFERIOR

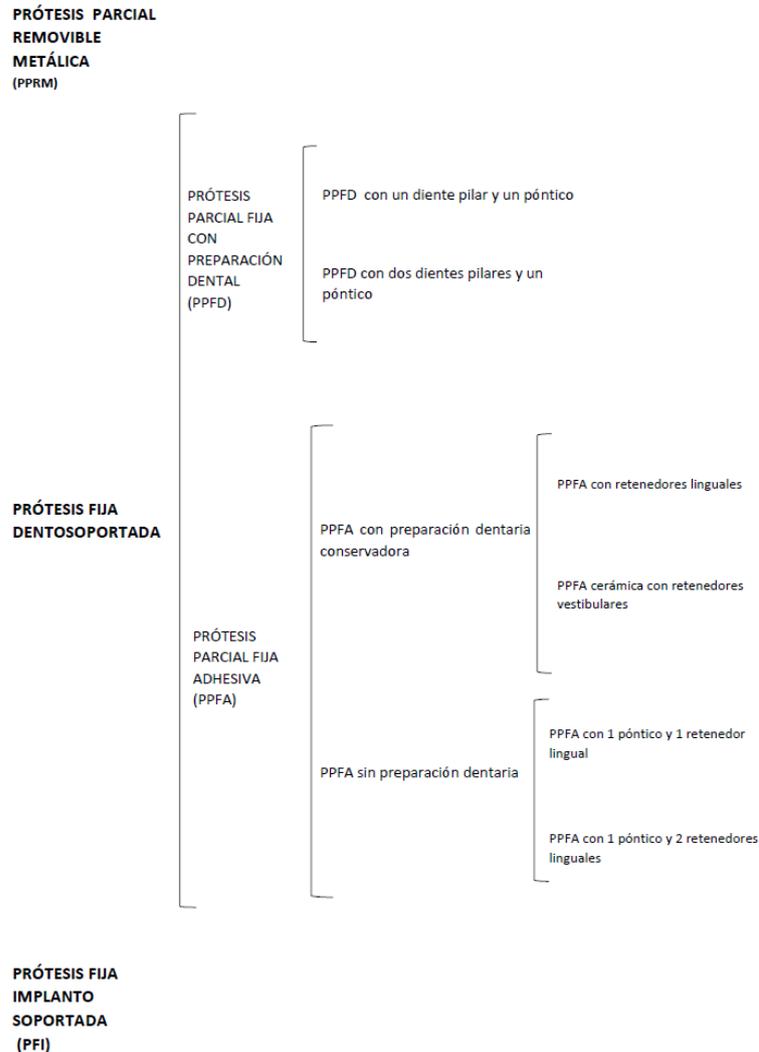


Figura 6-2. Opciones de tratamiento de carácter permanente para la ausencia de un incisivo inferior

6.2.1 Tratamientos provisionales

La provisionalidad de estos tratamientos en ocasiones es relativa dado que aunque inicialmente el plan de tratamiento final fuera otro y la prótesis provisional solamente una de sus fases, ésta puede tornarse en definitiva cuando por algún motivo no es factible realizar el plan de tratamiento final. Tal es el caso de pacientes que son atendidos de urgencia, pacientes muy ancianos con dificultad de desplazamiento o algún tipo de disminución psíquica, así como

motivos económicos o un cambio de opinión del paciente respecto al tratamiento final (10).

6.2.1.1 Tratamientos provisionales fijos

Correspondería a prótesis provisionales parciales fijas (PPPF). Pueden ser elaboradas mediante técnicas directas o indirectas (10) y a su vez, con tallado o sin tallado de dientes. Así tenemos:

6.2.1.1.1 PPPF con técnica directa sin tallado de dientes

Correspondería a cuando se realiza la prótesis directamente en boca usando un diente de resina, de composite o la corona del mismo diente extraído del paciente. Este pónico se une a los dientes contiguos mediante técnica adhesiva con composite y con ayuda o no de fibra de vidrio, alambre o de una cadenilla metálica plana por lingual del pónico y de los dientes adyacentes. Ocasionalmente podría considerarse un tratamiento protésico definitivo cuando las condiciones biomecánicas, de salud periodontal de los dientes adyacentes así lo permitieran o bien cuando se trate de tratamientos de urgencia (extracción y reposición), pacientes ancianos o impedidos, o bajas posibilidades económicas (10,74).

6.2.1.1.2 PPPF con técnica indirecta sin tallado de dientes

Correspondería a cuando se toman impresiones y se encarga al laboratorio una prótesis adhesiva en un material que permita posteriormente ser cementada con perspectivas de durabilidad suficientes hasta la solución protésica definitiva (7).

6.2.1.1.3 PPPF con técnica directa con tallado de dientes

Cuando una vez tallados los dientes se prepara *in situ*, mediante una impresión preliminar en la misma cita o coronas prefabricadas, una prótesis provisional sobre los dientes pilares, bien sea en resina acrílica o en composite para provisionales (7).

6.2.1.1.4 PPPF con técnica indirecta con tallado de dientes

Cuando se dispone de una prótesis provisional preparado previamente por el laboratorio con los modelos del paciente (en resina acrílica o composite) y que es adaptado finalmente en boca mediante el correspondiente rebase, pulido y posterior cementado provisional (7,10).

6.2.1.2 Tratamientos provisionales removibles

Los tratamientos de prótesis removibles requieren de técnicas indirectas al tener que intervenir el laboratorio protésico en su elaboración, a partir de las impresiones dentales e instrucciones que le envía el odontólogo rehabilitador (7,10) .

6.2.1.2.1 Prótesis parcial removible de resina

Estas prótesis son una prótesis parcial simple con retenedores de alambre o no. Por su simplicidad, la carga que reciben es transmitida a la mucosa, placa base y encía marginal. Esto unido a su falta de rigidez pueden provocar inflamaciones y movilización de los dientes remanentes. Este tipo de prótesis removible solamente está justificada a título provisional (75).

6.2.1.2.2 Prótesis parcial removible metálica

Son aquellas constituidas, además de la resina, por una estructura metálica colada con una parte más robusta (conector mayor), de la que surgen una serie de elementos menores (conectores menores para topes oclusales, bases, y retenedores) (75,76).

6.2.2 Tratamientos permanentes

Es fundamental que para la elección del plan de tratamiento y sus posibles fases se dé un enfoque multidisciplinar (1,5,74) dado que habitualmente el fracaso de una terapéutica es consecuencia de haber realizado una exploración y estudio insuficientes (75).

6.2.2.1 Prótesis parciales removibles metálicas

Las prótesis parciales removibles metálicas (PPRM) se convierten en opción de tratamiento cuando por algún motivo no es posible la rehabilitación mediante prótesis fija. La prótesis removible en sí misma también puede ser la alternativa ideal de tratamiento en algunos casos, no obstante la prótesis removible es vista por algunos profesionales como un último recurso o tratamiento secundario (1,65,75).

Una prótesis parcial removible metálica bien construida, si se mantienen las reglas de higiene con un paciente colaborador, no constituye inicialmente ningún riesgo para los dientes remanentes (75,77).

Las prótesis parciales removibles en resina (PPRR) pueden requerir una ligera ameloplastia para el paso de los retenedores. En esta opción protésica de carácter permanente de las prótesis parciales removibles metálicas (PPRM) las ameloplastias selectivas suelen ser en muchas más localizaciones al precisarse siempre para los topes oclusales (75).

Indicaciones de las prótesis parciales removibles metálicas (PPRM) (1,7,75,76) :

- Cuando los dientes adyacentes al espacio edéntulo no son periodontalmente fiables para una prótesis fija.

- Cuando el estado de desarrollo del paciente aún no ha finalizado.
- Cuando no es posible otra opción por motivos económicos.
- Cuando el paciente tiene una mala higiene por falta de motivación o de habilidad manual.
- Cuando hay grandes pérdidas de tejido blando y hueso de soporte.

Este tipo de tratamiento rehabilitador es el que presenta mayores inconvenientes desde la funcionalidad y la estética hasta la aceptación psicológica por parte del paciente (1,78).

Inconvenientes de las prótesis parciales removibles (77,79-81):

- tras el primer año de una extracción la ausencia de estímulo en el hueso de la zona edéntula se produce la pérdida de volumen óseo que puede llegar hasta el 50% en anchura. Las prótesis removibles no frenan ni disminuyen esta pérdida ósea.
- Estas prótesis disminuyen el aporte sanguíneo en la zona por la transmisión parcial de las fuerzas de masticación por parte de la prótesis disminuyendo el aporte sanguíneo y favoreciendo la pérdida de volumen óseo total.
- Se pueden generar fuerzas horizontales que aceleran la remodelación de los tejidos subyacentes a las bases de las prótesis por lo que deberán hacerse rebases con el tiempo.
- Mayor acúmulo de placa bacteriana, mayor inflamación y sangrado gingival, mayor incidencia de caries y mayor movilidad de los dientes pilares.
- Cambios en las propiocepciones gustativas y posiblemente dificultad en el habla.
- En casos de macroglosias evitaremos en lo posible usar este tipo de prótesis pues suelen provocar una descoordinación muscular al paciente (7).

6.2.2.2 Prótesis parcial fija con preparación dental

La prótesis parcial fija con preparación dental (PPFD), dado que requiere una preparación dentaria en mayor o menor grado, es una opción agresiva al diente. Existen diferentes opciones de tratamiento que seguidamente se detallan.

6.2.2.2.1 PPFD con un diente pilar y un pónico

Implica el tallado completo 360° de uno de los dientes adyacentes al espacio edéntulo. Esta opción requiere además que (1,7,8) :

- El diente pilar esté periodontalmente en muy buen estado y debe ser preferentemente un diente vital.
- El tramo edéntulo sea corto.
- La porción radicular debe presentar unas características biomecánicas y oclusales favorables al tratamiento.
- No debe haber malos hábitos tales como desgarrar alimentos con los incisivos (82).
- Exista destreza manual y motivación del paciente para mantener una buena higiene.

6.2.2.2.2 PPFD con dos dientes pilares y un pónico

Es la opción más agresiva de todas pues precisa del tallado completo 360° de los dos dientes adyacentes al espacio edéntulo. Se trata de la prótesis fija tradicional. Se requiere lo mismo que en apartado anterior y además (1,7,8) una posición de los dientes que permita un tallado con el adecuado paralelismo.

Estas opciones de tratamiento fijas, como indicábamos, requieren un tallado completo de la corona en 360° lo que presenta serios inconvenientes presentan serios inconvenientes y en particular cuando trabajamos en el sector incisivo inferior (1,6,83,84), por lo que deberemos tener en cuenta que:

ESTADO DE LA CUESTIÓN

- Los incisivos inferiores son dientes de dimensiones reducidas (Tabla 6-1), el central inferior, el más pequeño, tiene 5,3 mm de anchura en incisal y 3,5 mm de anchura en zona cervical.
- La reducción dentaria axial necesaria en prótesis fija para un diente pilar requiere una preparación mínima de 1-1,5 mm de profundidad, dependiendo del material restaurador elegido. Debido a estas limitaciones de espacio puede darse un compromiso pulpar que precise una endodoncia, algo que no se desea para el diente pilar. Si debemos hacer la endodoncia únicamente obtendremos resultados exitosos si empleamos perno muñones colados.
- La resistencia a la fractura de la raíz en un diente endodonciado es directamente proporcional a la estructura dentaria remanente. Se hace pues necesaria la preservación máxima del tejido dentario. Sin embargo una preparación dentaria reducida se traducirá en otros problemas, unos estéticos dado que los dientes quedarán forzosamente abultados y otros periodontales a causa del sobrecontorneado general (para poder dar cabida al grosor del material restaurador) lo que dificulta la higiene oral.

Dimensión	Centrales inferiores	Laterales inferiores
<i>Longitud de la corona</i>	8.9	9.4
<i>Longitud de la raíz</i>	12.5	13.4
<i>Longitud total</i>	20.9	22.2
<i>Anchura de la corona M-D</i>	5.3	5.8
<i>Anchura de la raíz (cervical)</i>	3.4	3.8
<i>Grosor máximo corona sentido vestibulo-lingual</i>	5.8	6.2
<i>Grosor vestibulo lingual (cervical)</i>	5.5	5.8

Tabla 6-1 . Dimensiones de los incisivos inferiores (85)

6.2.2.3 Prótesis parcial fija adhesiva

La prótesis parcial fija adhesiva (PPFA) puede ser con preparación dentaria o sin ella, tener uno o más retenedores y el pónico estar en extensión o no.

6.2.2.3.1 PPFA con preparación dentaria

Se trata de aquella prótesis adhesiva en la que se realiza preparación dentaria, bien sea por vestibular o por lingual.

6.2.2.3.1.1 PPFA con retenedores linguales

Requiere una cierta preparación dental por lingual limitada al esmalte. Para poder realizar este tratamiento con las mayores expectativas de éxito se requieren una serie de requisitos (1,6-8,10,82,86,87):

- El/los diente/s pilar/es no debe/n presentar grandes restauraciones.
- Un estado periodontal correcto de los dientes adyacentes.
- El diente pilar debe ser preferentemente un diente vital.
- La porción radicular de los pilares debe presentar unas características biomecánicas y oclusales favorables al tratamiento.
- Destreza manual y motivación del paciente para mantener una buena higiene.
- No debe haber malos hábitos tales como desgarrar alimentos con los incisivos.
- Si se usan 2 pilares su estado periodontal debe ser igualmente bueno.

6.2.2.3.1.2 PPFA cerámica con retenedores vestibulares

Este tratamiento protésico requiere la preparación vestibular completa de 180°, en él se talla las superficies vestibulares de los dientes pilares como dos carillas que hacen de retenedores (88). Los

requerimientos son los mismos que en el apartado anterior a los que hay que añadir (1,6-8,10,82,86,87):

- Relación interincisal favorable que favorezca un mínimo tallado vestibular si se tratara de una prótesis anteroinferior.
- Elección de un material restaurador que sea muy resistente a espesores reducidos que corresponderán a la reducción dentaria vestibular, si se trata de una prótesis anteroinferior.

6.2.2.3.1.3 PPFA sin preparación dentaria

En estas PPFA la retención se basa en mecanismos de adhesión. Este tipo de prótesis junto a la prótesis implantosoportada son las soluciones más conservadoras. Los requerimientos para este tipo de prótesis son los mismos que los indicados en las PPFA con preparación dental.

6.2.2.4 Prótesis fija implantosoportada

La prótesis fija implantosoportada (PFI) más conservadora de todas las opciones fijas, se convierte como opción de tratamiento preferente cuando no existen contraindicaciones totales o parciales para el tratamiento implantológico tales como (1,7,8):

- Pacientes jóvenes en crecimiento.
- Raíces convergentes que impiden la colocación del implante.
- Tratamiento con bifosfonatos.
- Espacio interdental insuficiente.
- Espacio buco-lingual insuficiente.
- Altura antiestética de los tejidos blandos y de las papilas interdentarias.
- Previsión de un pobre resultado estético.

- El coste de este tratamiento en ocasiones imposibilita su elección como tratamiento.
- Alergias o intolerancias a metales (66).
- Aversión psicológica a los metales (67).

La principal ventaja de la prótesis parcial fija implantosoportada es que evita cualquier tallado de los dientes contiguos al espacio edéntulo y consecuentemente desaparecen todos los inconvenientes inherentes al tallado de los dientes (89).

Hemos de citar como principal desventaja del tratamiento implantosoportada que al no tener el implante resiliencia y no haber propiocepción la incidencia de fracturas en estas coronas es mayor (90). También pueden llegar a tener complicaciones, sea de tipo biológico, técnicas o biomecánicas (91,92).

6.3 Requisitos, indicaciones y contraindicaciones de la prótesis fija adhesiva

El objetivo ideal de la prótesis es rehabilitar al paciente y sustituir el/los diente/s ausente/s sin provocar perjuicio, es decir, siendo lo más conservador posible. La prótesis fija adhesiva (PFA) es considerada como mínimamente invasiva (7,14,70,93-97). En algunas situaciones la PFA específicamente será la mejor alternativa para el paciente. Tanto más cuando los nuevos materiales y técnicas han evolucionado progresivamente mejorando la capacidad adhesiva de las prótesis en los últimos decenios (94,98,99). En otras situaciones será la alternativa de elección principal por ser una solución que encaja en la odontología mínimamente invasiva y por no poder realizar el tratamiento mediante implantes (1,3,5,14).

Si nos referimos a las indicaciones en el sector antero inferior son muchísimo más evidentes pues el tallado de un incisivo inferior a causa de sus reducidas dimensiones puede poner en compromiso la

vitalidad y fortaleza del diente (1,10,100,101). La literatura científica otorga además unos excelentes resultados a las PFA de un solo retenedor motivo por el que esta modalidad de tratamiento protésico está en condiciones ya de ser realizada en las clínicas dentales (5). En cualquier caso la indicación o no de esta prótesis debe venir de un minucioso diagnóstico clínico multidisciplinar y una minuciosa planificación que incluya el estado dental, alineamientos y formas, estado periodontal, la relación oclusal y dinámica mandibular y tejidos blandos circundantes (1,13,102,103).

Una situación donde existan grandes pérdidas de tejido óseo y gingival puede hacer aconsejable, para un adecuado resultado estético, realizar técnicas de manipulaciones quirúrgicas para el aumento del perfil óseo y/o del volumen gingival. Debemos informar al paciente de esta posibilidad (5). Además, un encerado diagnóstico y una prueba del mismo en boca del paciente nos darán una información fundamental para un tratamiento de éxito (1,5,14,104).

6.3.1 Requisitos

Para poder realizar una PFA es deseable que se cumplan determinados requisitos clínicos y de procedimiento para poder obtener la longevidad deseada en el tratamiento (1,3,5,7):

- El diente pilar debe estar vital y sano, sin restauraciones o que éstas sean mínimas, sin atriciones severas. Si existe alguna pequeña obturación en el diente pilar deberá quedar completamente cubierto por la estructura de la prótesis, conector o retenedor.
- El tramo protésico deberá ser corto. Cementado en condiciones de máximo aislamiento del medio oral.
- Dientes pilar con contactos mínimos o nulos y dinámica oclusal mínima, con mordida abierta, borde a borde o sobremordida

ESTADO DE LA CUESTIÓN

moderada. Deben presentar una angulación axial inferior a 15° y en el mismo plano vestíbulo lingual que el diente ausente.

- Para una prótesis superior se requiere para dar cabida al retenedor un espacio protésico mínimo de 0,8 mm.
- Dientes pilares con una buena altura protésica para que la superficie de adhesión sea lo más grande posible, deben tener una relación corona raíz favorable (105).
- El diente pilar no debe tener defectos en el esmalte (hipoplasias, desmineralizaciones, amelogénesis o dentinogénesis imperfecta) para que la adhesión sea correcta, debe estar periodontalmente sano y sin recesiones y no deben tener diferente movilidad si se usan dos retenedores (105).
- No debe haber diastema previo en el espacio edéntulo, esto provocaría luego un problema estético pero caso de haberlo puede corregirse esta situación mediante composites y encerado diagnóstico previo(105).
- Evitar como diente pilar los dientes triangulares, o sea con un índice de Huche bajo. El índice de Huche es la diferencia en milímetros entre el diámetro mesiodistal más grande del diente y el diámetro mesiodistal a nivel cervical, indicando una mayor o menor divergencia oclusal o incisal. Un índice más elevado implica un diente más triangular (figura 6-8) (105,106).

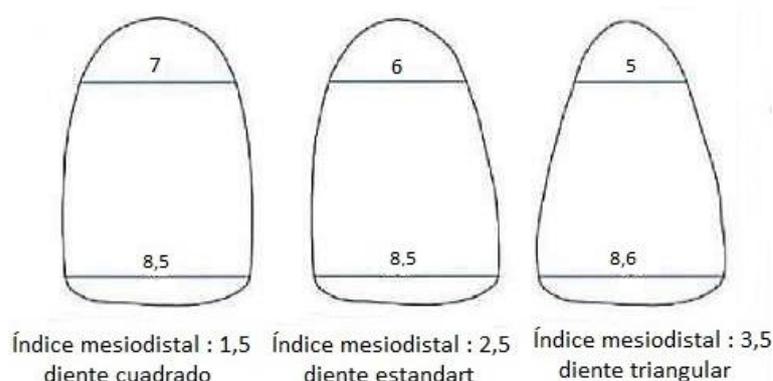


Figura 6-3. Índice de Huche. Los dientes triangulares implican un menor soporte para los retenedores en la prótesis fija adhesiva, cuanto más elevado es el índice mesiodistal de Huche más triangular es el diente (107).

6.3.2 Indicaciones

Las PFA son generalmente utilizadas para el sector anterior, para reemplazar el incisivo lateral o el central usando uno o dos retenedores (105) aunque para otros autores como Botelho y cols. el ámbito de aplicación puede ser mucho más extenso, llegando a caninos y premolares (108-111).

Situaciones clínicas en las que se indica la realización de una PFA (7,10,98,112):

- Para la sustitución de un solo diente incisivo superior o inferior
- Si no es posible poner un implante por: déficit o poca calidad de hueso, falta de anchura suficiente, apiñamiento dentario, posición de las raíces adyacentes, edad del paciente, cualquier otra contraindicación médica.
- Si habiendo condiciones para un implante, la corona protésica se prevea muy sobredimensionada respecto al mismo.
- Para evitar el tallado dental dado que el tallado de los dientes inferiores acarrea con frecuencia afectación pulpar, peligro que se acentúa cuando los dientes tienen recesión periodontal.
- Cuando precisemos de una retención fija tras un tratamiento de ortodoncia o una ferulización periodontal.

6.3.3 Contraindicaciones

- Existe en general una concordancia en la bibliografía en señalar que no debe considerarse el empleo de la prótesis adhesiva cuando los posibles pilares presenten alguna o varias de las siguientes características (3,7,9,10,69,94,109,113,114), algunas de las cuales son contraindicaciones absolutas y otras relativas:
- Una movilidad diferente entre los pilares es un factor pronóstico muy negativo.

- Esquema oclusal desfavorable (sobremordida excesiva), incorrecta alineación (anormal angulación axial), situación de una sobremordida profunda y que la ausencia dentaria sea en sector anterosuperior. Esta relación interincisiva para hacer una PFA requeriría quitar mucho esmalte de la zona lingual del incisivo superior (para dar cabida al retenedor)
- Formas conoides, diente endodonciado, esmalte inadecuado para una correcta adhesión, grandes restauraciones o caries extensas
- Grandes defectos de tejido blando en el espacio edéntulo.
- Bruxismo o actividad parafuncional del paciente.
- Existencia de malos hábitos del paciente tales como mordisquear lápices o desgarrar alimentos (82).

6.4 Los primeros diseños en prótesis fija adhesiva

Las primeras prótesis fijas adhesivas aparecieron a los inicios de los años 70 de la mano de Rochette (115) aunque Bisen (116) ya había descrito previamente la adhesión de un pónico de resina acrílica a un diente sin ninguna preparación dentaria. Desde la propuesta inicial de Rochette hubo una evolución continua de estos tipos de prótesis, que han afectado a los materiales empleados y a los tratamientos de superficie. De esta evolución merecen mención especial la prótesis de Rochette y sus modificaciones, "puente" de Maryland y "puente" de Virginia.

6.4.1.1 "Puente" De Rochette y sus modificaciones

Rochette en 1973 mediante su publicación que pasó casi inadvertida, introdujo el concepto de la cementación de retenedores metálicos mediante un cemento de resina. Para conseguir la adhesión combinaba la retención mecánica con un recubrimiento de

ESTADO DE LA CUESTIÓN

silano para producir la adhesión al metal. En cuanto al diseño, los retenedores tenían unas perforaciones en forma de embudo para mejorar así la retención de la resina (figura 6-4 y figura 6-5) (3,5,7,115). La adhesión de la prótesis de Rochette se basaba fundamentalmente en la macroretención a unos pilares sin ningún tipo de preparación dentaria (10,115).

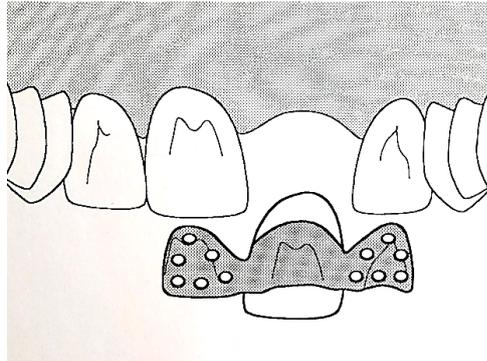


Figura 6-4. Prótesis de Rochette. En esta prótesis los retenedores metálicos tenían perforaciones múltiples que se llenaban del cemento de resina, para aumentar la retención (7).

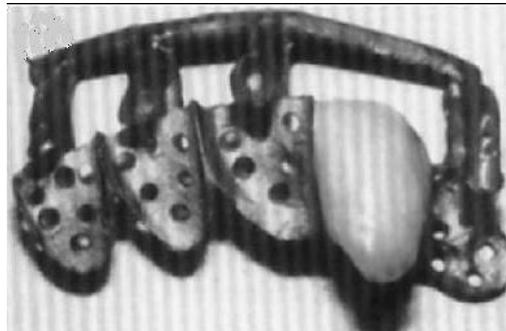


Figura 6-5. Prótesis de Rochette. Prótesis con los jitos del colado en los 4 retenedores aún sin cortar, se aprecian las características perforaciones de este tipo de prótesis (115).

No obstante, tenía el inconveniente de que se usaban metales nobles con lo que, para conseguir resistencia se precisaban de grandes grosores de metal.

En 1977, Howe y Dennehy, ambos profesores de la Universidad de Iowa, propusieron el uso de aleaciones no nobles de níquel cromo lo que permitía unos retenedores de mucho menos grosor pero

manteniendo (figura 6-6) las perforaciones preconizadas por Rochette (3,10).

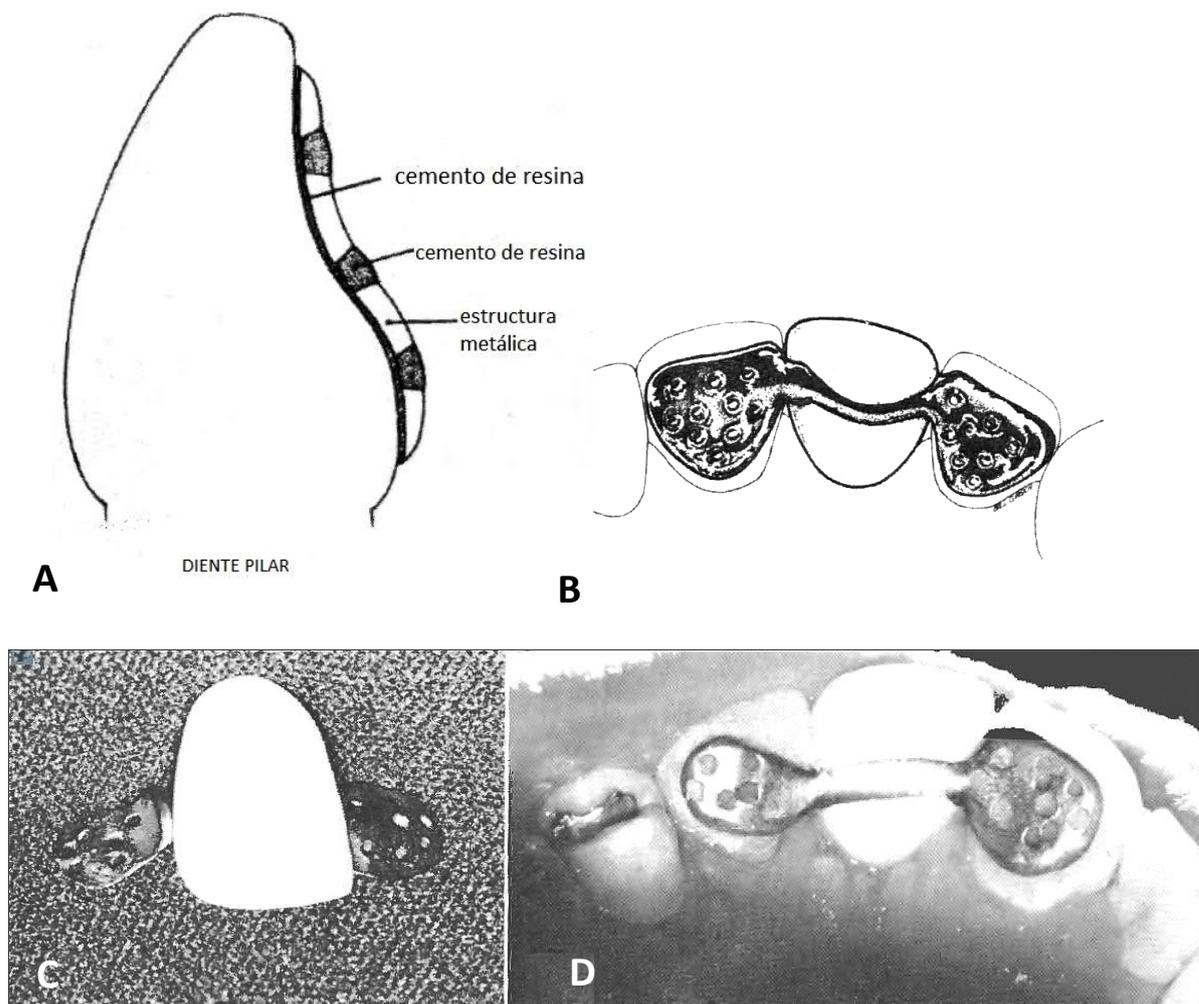


Figura 6-6. Prótesis de Howe y Dennehy (117). A: sección esquemática del retenedor sobre el diente pilar y los orificios característicos. B: visión lingual del diseño de puente para central superior ausente C: pónico con los dos retenedores antes de la cementación. D: prótesis ya cementada en boca

Además propusieron la total ausencia de preparación dentaria (al igual que Rochette), siendo la duración en boca de estas prótesis de unos dos años (117). En 1981 se introdujo por Hopkins el diseño de Rochette para una prótesis en extensión anterior, mediante dos retenedores y un pónico (5,118).

En 1982, Shaw y Tay publican un estudio sobre el seguimiento clínico de 46 prótesis de Rochette realizados bajo el diseño convencional de un pónico y dos retenedores. Durante este estudio

se encontraron casos de descementación de uno de los retenedores y estas prótesis fueron reconvertidas *in situ* a prótesis Rochette en extensión con un solo retenedor pues cortaban el ala de retención descementada y las prótesis quedaban completamente funcionales. Surge así, de la experiencia clínica, la introducción del diseño con un solo retenedor para las PFA (5,119).

6.4.1.2 "Puente" de Maryland

En 1982, Livaditis y Thompson de la Universidad de Maryland introdujeron el concepto del grabado electroquímico de las superficies de las caras internas en los metales no nobles (3,7). Emplearon una aleación de cromo níquel sin berilio y sin perforaciones en los retenedores (figura 6-7), basándose en el trabajo previo de Tanaka y cols. publicado en 1979 (10). Livaditis y Thomson, y concretamente su universidad bautizaron con este artículo a las PFA a las que genéricamente se les ha conocido hasta la actualidad como prótesis de Maryland, independientemente de los materiales y diseños en que estuvieren realizados. Un nombre que ha permanecido en el tiempo y en el imaginario terapéutico y terminológico dental hasta nuestros días.

Las técnicas de grabado y tratamiento de superficies que se fueron sucediendo, entre ellas la más famosa la de Mc Laughlin que utilizaba ácidos sulfúrico y clorhídrico mediante un baño con ultrasonidos y un sistema electrolítico al mismo tiempo, creaban unas microretenciones que facilitaban una adhesión, desconocida hasta entonces, entre el metal colado y el diente (7,10), y mediante la utilización de cementos basados en resinas compuestas (115,120-122).

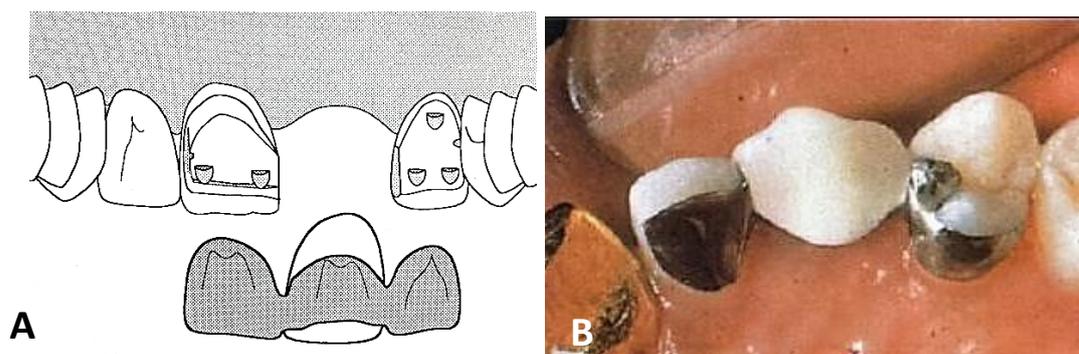


Figura 6-7. Prótesis de Maryland. A: la prótesis de Maryland posee unos retenedores de metal sólido y delgado pues su retención depende de su cara interna grabada (7). B: Prótesis de Maryland de Livaditis y Thompson donde ya desaparecían las perforaciones y se conseguía una adhesión mejorada utilizando metales no nobles y la técnica de grabado electroquímico (123).

6.4.1.3 "Puente" de Virginia

En 1985 Monn y cols. publicaron la técnica de la prótesis de Virginia que consistía en obtener tras un procesado de laboratorio unos retenedores especialmente rugosos y microretentivos. Se basaba en la técnica de la sal perdida, para ello en los patrones de resina de los retenedores se incrustaban cristales de sal (NaCl) de tamaño 149-250 μ . Antes del colado se disolvían los cristales de sal quedando en la resina del patrón unos vacíos cúbicos que luego quedaban reproducidos en los retenedores colados. Al parecer estos retenedores podían aumentar su retención de un 30% a un 150% respecto a los retenedores tratados de forma electroquímica (7,124,125).

6.5 Prótesis parcial fija adhesiva. Componentes

Shillinburg (7) define esta prótesis como aquella restauración protésica destinada a la máxima preservación del tejido dentario en la que la pieza pónico dispone de unas "aletas" o retenedores que le permiten ser cementada en los dientes pilares, a los que queda fijada mediante cementos de resina. Bisen (116) en febrero de 1973 describió por primera vez la adhesión de un pónico de resina acrílica

a un diente sin ninguna preparación dentaria utilizando una resina de composite y en el mismo año apareció el artículo de Rochette (115).

La prótesis parcial fija adhesiva es como hemos visto una alternativa terapéutica conservadora del tejido dentario para la rehabilitación protésica, sin realizar preparación dentaria alguna o bien haciendo una preparación conservadora al diente pilar. (10,70,115,118,119,126-128).

La prótesis parcial fija adhesiva se compone de (7,129,130):

Retenedor: dispositivo de retención que representa la mayor área de interfase entre el material protésico y el diente. Aunque contribuye a la disipación de fuerzas dirigidas lateralmente, su función principal es aumentar la fuerza total de adhesión en base al aumento de la cantidad de área de superficie para la unión.

Conector: es el segmento proximal del retenedor y constituye la parte biomecánicamente más crítica. Constituye la unión con el pónico y al mismo tiempo contribuye como superficie adicional para la unión al esmalte de la PFA. Además constituye un refuerzo bucolingual contra las fuerzas laterales.

Pónico: el pónico es el elemento de la prótesis parcial fija que sustituye el diente natural faltante. No se trata de una simple sustitución pues debe asemejarse a un diente natural en todas sus características pero sin comprometer la higiene.

6.6 Fundamentos de la prótesis parcial fija adhesiva

Las PFA tradicionales de dos o más retenedores ya se apuntaban en las décadas de los años 70 y 80 como una alternativa sencilla y económica para el reemplazo de dientes ausentes, si bien inicialmente se contemplaban como un tratamiento provisional (65,87,120). Además era un tratamiento conservador pues la

preparación dentaria era mínima o nula, siendo su principal inconveniente el de la durabilidad incierta que se traducía en descementaciones más o menos frecuentes (3,131).

A lo largo de los años se han utilizado distintos materiales (metal-resina, metal-cerámica, cerámicas con matriz de resina) y básicamente tres diseños para la confección de este tipo de prótesis (prótesis de Rochette; de Maryland y de Virginia) (7,10,99).

Podemos definir la adhesión como cualquier procedimiento que se emplee para mantener partes en contacto, es la unión íntima entre dos superficies mediante el conjunto de procesos físicos y químicos retentivos que se producen en su interfase y las mantiene unidas (10,28,132,133). Por otra parte, podemos definir el adhesivo como aquella sustancia que, aplicada entre las superficies de dos materiales (iguales o no), permite una unión resistente a la separación (28).

En la adhesión y la retención de las PFA pueden darse simultáneamente diferentes medios retentivos que actúan en el diente, en la prótesis y en las respectivas interfases de cemento diente y cemento prótesis (10,134-136):

- Macromecánicos, como son pequeñas cavidades o retenciones realizadas en el diente que encajan con la prótesis.
- Micromecánicos, por la acción del grabado ácido en los dientes y de la microchorreadora en el material restaurador.
- Por la interacción química que se produce por acciones intermoleculares de los adhesivos en el diente y en el material restaurador y que confiere uniones químicas fuertes (enlaces iónicos y covalentes).
- Combinaciones de los anteriores.

Dado que la longevidad de la PFA precisará de una buena retención, resistencia y sellado de la interfase entre el material

restaurador y el diente, en este aspecto tienen un papel relevante los adhesivos y los cementos (135,137).

6.7 Agentes adhesivos

El concepto de odontología adhesiva y prótesis adhesiva, así como su desarrollo tiene dos protagonistas principales: el diente y el material restaurador (aleaciones metálicas, cerámicas feldespáticas, de disilicato de litio, de zirconio, composite...). La historia de la adhesión en la odontología es al mismo tiempo la historia de los materiales dentales, junto a la de los adhesivos y cementos creados para conseguir una unión efectiva y duradera entre ambos sustratos, el diente y el material restaurador (138).

En odontología se han descrito diferentes tipos de adhesión, o combinaciones de las mismas (7,10,99,139):

Adhesión química: también llamada específica, se da cuando entre dos superficies que entran en contacto se generan uniones a nivel atómico y molecular.

Adhesión mecánica: se produce por la ligazón entre dos superficies en base a la penetración de una de ellas en las irregularidades macro o microscópicas de la otra.

Para que la adhesión al diente se pudiera dar de forma eficaz era necesario partir de un conocimiento profundo de la estructura del esmalte y la dentina, por ello no es sino hasta 1951 cuando el químico suizo Oskar Hagger patenta en Inglaterra un producto comercializado con dos componentes y con el nombre de "Sevitron", a base de un monómero basado en dimetacrilatos glicerofosfóricos que mezclaba con ácido sulfínico. La patente lo describe como "sellante cavitario" (138,140). En un medio húmedo, la unión con la resina acrílica de relleno era inestable y se descomponía pero fue sin

lugar a dudas el inicio de la odontología adhesiva y su industria asociada (140,141).

En 1955 se produce el comienzo real de la odontología adhesiva cuando el Dr. Michael Buonocuore propone el tratamiento de la superficie del esmalte con ácido ortofosfórico al 85% durante 30 segundos (140). De esta manera Buonocuore alteraba la superficie del esmalte a nivel microscópico consiguiendo una superficie porosa e irregular, ganando mucha fuerza de adhesión con las resinas que se usaban entonces como material restaurador, las resinas acrílicas, que al colocarlas tenían una baja viscosidad permitiendo una cierta penetración en las irregularidades creadas con lo que se conseguía una adhesión de tipo micromecánico. Buonocore aplicó a la odontología el conocimiento de otras disciplinas, el grabado ácido ya era usado entonces en la industria naviera para aumentar la adherencia de la pintura (10,138,141).

Hay que citar también que la utilización de cementos de carácter ácido ya se había empleado por otros dentistas incluso cien años antes, como era el caso del cemento de fosfato de cinc (una mezcla de ácido fosfórico y óxido de cinc) (29).

Resulta paradójico que este artículo de Buonocuore de 1955 pasara prácticamente inadvertido. Lo explica el hecho de que este grabado se asoció como técnica concreta para el material restaurador en boga en aquellos años, la resina acrílica, un material con mucha contracción y que estaba ya perdiendo pujanza a favor del silicato de litio que no presentaba esos problemas de contracción tan severos (138). El grabado ácido adquirió plena vigencia mucho más tarde con la aparición de nuevos materiales poliméricos conocidos como resinas compuestas y desarrolladas inicialmente por Rafael Bowen (10,140).

Hasta la irrupción en 1962 de la resina Bis-GMA de Bowen (fórmula de Bowen, producto de la reacción de bisfenol y metacrilato

de glicidilo) no se da inicio a la producción de materiales poliméricos capaces de adherirse al esmalte, su nombre oficial: compuesto cerámico polimérico con relleno particulado. Sin embargo lo conocemos comúnmente como resina compuesta o composite (29,138). Newman y Sharpe en 1966 modificaron la fórmula retirando prácticamente el componente cerámico y consiguiendo así un material menos viscoso y más manipulable (138).

A partir de los cementos de policarboxilato desarrollados en 1967 se desarrollan los cementos de ionómero de vidrio en 1972 (Wilson y Kent) (29,138).

Hacia finales de los años 70 es cuando la profesión odontológica acepta y da como buena la unión del composite al esmalte mediante su grabado ácido previo y la aplicación de agentes adhesivos. Es en 1979 cuando Fusayama y su grupo proponen el grabado ácido total, incluyendo la dentina. Esta práctica es recibida con escepticismo general alegando que esto provocaría daños a la pulpa. En 1982 Nakabayashi y colaboradores refuerzan las tesis de Fusayama y exponen la teoría de la capa híbrida. A partir de aquí se empiezan a desarrollar las diversas generaciones de adhesivos que consiguen cada vez mayores valores de adhesión a dentina (29,138) y que pasamos a detallar.

6.7.1.1 Adhesivos dentinarios de primera generación

Surge el primero en 1978, el Clearfil Bond System (Kuraray) (141) . Precisamente en la década de los años 80 se comienzan a patentar diferentes adhesivos dentinarios basados en la molécula de fosfato, destacando en 1983 el Scotchbond™ (3M ESPE), un esterfosfato del Bis-GMA que basaba su acción entre el fosfato del adhesivo y el calcio de la estructura dental. Este adhesivo duplicaba la adhesión al esmalte aunque la adhesión a la dentina aun así seguía

siendo siete veces inferior a la adhesión al mismo. El principal problema con estos materiales era su inestabilidad y su sensibilidad a la presencia de humedad, junto con una gran contracción a la polimerización. El agente adhesivo generalmente polimerizaba antes de obtener una unión con el material restaurador. La resistencia obtenida era de 2-3 MPa de adhesión a dentina (142,143). Algunos autores como Henostroza consideran a estos adhesivos como de segunda generación (138). Otros autores no distinguen la primera de la segunda generación (140,141).

6.7.1.2 Adhesivos dentinarios de segunda generación

A principios de los años 80 paralelamente Bowen y Cobb introdujeron los sistemas de oxalatos. Estos autores describen y desarrollan un sistema de unión con una solución acuosa de oxalato férrico, que luego lo sustituyeron por el oxalato de aluminio para evitar la tinción del diente. El primer producto comercial bajo este concepto fue el Tenure (Dentmat) en 1982, su mecanismo de acción permitía al parecer que la resina pudiera interactuar con el barrillo dentinario ("smear layer") y penetrar por los túbulos dentinarios integrando la capa de barrillo dentinario como sustrato para la adhesión (141). Los valores de unión de estos sistemas fueron de entre 4 y 6 MPa (144).

6.7.1.3 Adhesivos de tercera generación

Surgen al final de la década de los años 80 y corresponden a sistemas de doble componente, un primer para la preparación de la superficie de la dentina y el adhesivo propiamente dicho. Tuvieron mejoras significativas en cuanto a la fuerza de adhesión a la dentina, siendo de unos 8 a 15 MPa, además fueron los primeros en lograr adherencia a metales y cerámicas (145,146).

6.7.1.4 Adhesivos de cuarta generación

Representaron un gran avance en la odontología logrando fuerzas de unión a la dentina entre 12 y 22 MPa y consiguiendo además de la disminución de la sensibilidad postoperatoria (147). Los estudios de Nakabayashi en 1982 plantean la teoría de la hibridación dentinaria en la interfase de la dentina y el esmalte tratados con lo que se conseguía una retención compleja micromecánica pues la resina se imbrica situándose entre las redes de colágeno y también se introduce en los túbulos dentinarios parcialmente desmineralizados (138). Su presentación era en sistema multibotella y tres pasos. El primero requería del grabado de la superficie dental con ácido fosfórico seguido de un enjuague para eliminar el ácido. El segundo paso consistía en retirar el exceso de agua y aplicar un agente imprimante hidrofílico. El tercer paso consistía en la aplicación de una resina de unión la que proporcionará las características químicas necesarias para la unión del adhesivo a la estructura dentaria (145,148) . A esta generación de adhesivos pertenecen también aquellas marcas que crearon adhesivos dentinarios más hidrofílicos mediante el uso de primers acuosos, también contaban con la resina hidrofóbica como paso final. Los valores de adhesión en dentina oscilaron entre los 12-22 MPa (147), 25-30 MPa según otros autores (138).

6.7.1.5 Adhesivos de quinta generación

A mediados de los años 90 se popularizó el grabado total que tanto se había criticado a Fusayama (138) y se desarrollaron productos para reducir el número de pasos clínicos en la preparación de la dentina mediante los agentes imprimadores y para ello se combinaron el primer y el adhesivo en un solo frasco. De esta manera se reducían así las probabilidades de errores en el proceso adhesivo. Se trató pues de un sistema monobotella y dos pasos, el grabado

total con el ácido fosfórico al 35-37% durante 15-20 s y el acondicionamiento simultáneo de dentina y esmalte mediante el primer y adhesivo (145,149). Se demostraron valores de resistencia de unión de 29 Mpa, tanto a esmalte como a dentina (150).

6.7.1.6 Adhesivos de sexta generación o sistemas autograbadores de dos pasos

Irrumpen en el mercado a partir de 1999. Con estos adhesivos se eliminó el paso de grabado ácido y el de lavado. Poseen en su composición un ácido débil como el ácido poliacrílico al 10%, consta de dos botellas, la primera combina el grabado ácido y la aplicación del primer y la segunda contiene el adhesivo de resina. En el primer paso este material puede grabar e imprimir el esmalte y la dentina simultáneamente. Luego, en un segundo paso operatorio se aplica el adhesivo. El tratamiento ácido de la dentina se autolimita y los productos del proceso se incorporan permanentemente a la interfaz restauración-diente (138,148,150,151). Se reportan valores de resistencia de unión a dentina de aproximadamente 26 MPa, para los autograbadores de dos pasos. Las grandes ventajas de estos sistemas adhesivos autograbadores radican en la simplificación del proceso adhesivo, tiempos de trabajo y disminución de la sensibilidad postoperatoria (150,152,153). Estos adhesivos a su vez pueden clasificarse de acuerdo con su técnica de aplicación:

- Sexta generación tipo I. En estos se aplica el *primer* autograbador, se airea, y posteriormente se aplica el adhesivo que también se airea, finalmente se fotopolimeriza. Generalmente es compatible con los cementos de resina de autocurado.
- Sexta generación tipo II. En estos se mezcla el *primer* y el adhesivo antes de su aplicación al diente, una primera capa se airea diez segundos y la segunda se fotocura. Generalmente no

es compatible con los cementos de resina duales, de autocurado y resinas compuestas convencionales de autocurado destinadas a reconstruir muñones (150,154,155).

6.7.1.7 Adhesivos de séptima generación o sistemas grabadores de 1 paso

A fines del 2002 salieron al mercado los adhesivos pertenecientes a esta nueva generación, muy semejantes a los de la sexta generación pero prescindiendo de toda mezcla (138), se combinan el grabador, primer y adhesivo en una sola botella, se aplican en un solo paso. Se elimina también el grabado ácido al 37%, son autolimitantes y con muy poca sensibilidad post operatoria (149). La técnica ha sido simplificada al máximo permitiendo mantener en una solución los componentes indispensables para la activación del proceso de desmineralización de la dentina y el funcionamiento del sistema. Se reportan valores de resistencia de unión a dentina de aproximadamente 20 MPa. Este sistema tampoco es compatible con los cementos de resina de autocurado (150,153,155). A pesar de las ventajas de la simplificación, la facilidad del procedimiento y la baja sensibilidad postoperatoria, los resultados sobre resistencia de unión y nanofiltración, debido a su inestabilidad en el tiempo ponen en duda la efectividad clínica de los sistemas adhesivos de séptima generación (156).

Cada año surgen nuevos sistemas adhesivos y un amplio surtido de nuevos materiales pero la disponibilidad de estudios *in vivo* sobre el desempeño clínico y la efectividad de los sistemas adhesivos autograbantes es muy escasa (157,158).

Los adhesivos autograbadores de un solo paso no han funcionado adecuadamente, las publicaciones con estudios de laboratorio han comprobado bajas fuerzas de adhesión a dentina,

deficiente adhesión al esmalte, vulnerabilidad al termociclado, baja resistencia de unión, microfiltración, comportamiento como membrana semipermeable, separación de monómeros con el solvente y nanofiltración, además una incompatibilidad con las resinas autocurables de cementado, (150,158-161).

A pesar de todas estas generaciones de adhesivos la mayoría de estudios de laboratorio consultados consideran que el método adhesivo ideal es el correspondiente a los adhesivos de cuarta generación, de 3 pasos, por sus excelentes características funcionales en laboratorio y en clínica (150,156,162) .

Para concluir esta revisión, comentar que en 1989, entre la cuarta y la quinta generación surgieron los ionómeros de vidrio modificados con resina como cementos y bases cavitarias, elemento restaurador o reconstrucción de muñones (138,163).

6.8 Cementos

Los cementos en odontología constituyen un amplio grupo de materiales que se utilizan en operatoria dental, prostodoncia, endodoncia, ortodoncia e incluso la cirugía bucal con muy diferentes utilidades o técnicas de uso (99) pudiendo clasificarlo incluso como un material restaurador o viceversa (164).

La palabra cemento sugiere una sustancia que sirve para unir, pegar o adherir dos cosas y de hecho es uno de sus usos más importantes pero ya hemos citado el gran abanico dental de sus usos (99), pero a modo de descripción genérica de los mismos podríamos caracterizarlos como unos materiales que en estado fluido suelen adaptarse bien a las irregularidades superficiales, que fragua en un tiempo razonable desde el punto de vista clínico y que debe adquirir entonces un cierto grado de resistencia mecánica pudiendo de esta manera mantener retenidas dos superficies (165). También pueden

definirse como aquellos materiales que presentan una reacción química de fraguado que produce una alteración en su estado físico, de fluido hasta un estado en el que se encuentra rígido y cuya función es provocar la retención de la superficie interna de las restauraciones protésicas a la estructura dental protegiendo los márgenes de la estructura dental remanente de la microfiltración de los fluidos orales y de las bacterias (137).

En la cementación de las restauraciones protésicas a los dientes existen tres interfases básicas: la unión cemento-diente, el grosor propio del cemento y la unión cemento-material protésico (metálico o no)(166).

Los cementos, en lo que a prótesis se refiere deben lograr una fijación segura sobre el diente o pilar preparado manteniendo el sellado de los márgenes y la integridad de la restauración, por ello se considera que las propiedades ideales de un cemento son las siguientes (135,165,167,168): biocompatibilidad con los tejidos orales, con capacidad de sellado para evitar desadaptaciones que favorezcan colonizaciones bacterianas (169), mal conductor térmico y eléctrico, alta fluidez y baja viscosidad en el momento de su asentamiento en boca, adhesión eficaz a los sustratos involucrados, bajo espesor de película, insolubilidad en el medio oral, estabilidad dimensional una vez endurecido, resistencia adecuada, que no sea un material muy sensible a la técnica , adecuado tiempo de trabajo clínico, buenas propiedades estéticas , translúcido y de color estable para no interferir en la estética de la restauración y radiopacidad mayor que la de los tejidos dentarios (para control del ajuste marginal y evitar los excesos) (164).

No existe sin embargo un cemento ideal que pueda usarse en todas las restauraciones protésicas (167). La elección del cemento más adecuado estará determinado por el análisis de sus propiedades

clínicas para cada caso en particular (136,170). Esta elección es de extrema importancia hasta el punto en que debe analizarse la compatibilidad con otros materiales o componentes que intervengan en la restauración o su preparación de manera que no haya interferencias en el fraguado, en sus propiedades o su misma función (165). Diversas publicaciones han reportado ya problemas de fraguado en los cementos de autofraguado cuando se ha empleado previamente en el diente algún adhesivo de sexta generación, cualquiera de séptima generación o sistemas adhesivos autograbantes posteriores (150,154,155,158-161,171).

Con la evolución tecnológica y desde finales del siglo XIX hasta la actualidad se fueron incorporando a la práctica odontológica cementos de muy diversas características, algunos de ellos los más antiguos incluso permanecen vigentes hoy día. Pasamos a hacer una breve reseña secuencial de los mismos.

6.8.1.1 Cementos de fosfato de cinc

En uso desde 1878, su reacción de fraguado es por ácido base al mezclar el polvo de óxido de cinc con una solución de ácido fosfórico, presenta un pH de 3,5 en el momento del cementado (7,99). Tiene como inconveniente principal su solubilidad en el medio oral, la posibilidad de generar irritación pulpar y la ausencia de adhesión al diente dado que su retención es mecánica (145,172).

6.8.1.2 Cemento de óxido de cinc (con o sin eugenol)

Se usa habitualmente como cementación provisional. A pesar de ser menos soluble en boca que el fosfato de cinc se deteriora rápidamente en boca (7,164).

6.8.1.3 Cementos de policarboxilato de cinc

De reacción ácido base fue el primer cemento en producir una adhesión química con el diente debido a la interacción de los grupos carboxílicos con el calcio de esmalte y dentina (135), sus propiedades mecánicas deficientes como su bajo modulo elástico y baja resistencia a la compresión lo hicieron caer en desuso (135).

6.8.1.4 Cementos de ionómero de vidrio

En la búsqueda de un cemento que liberara flúor, que tuviera la traslucidez de los silicatos y la capacidad adhesiva de los policarboxilatos, se desarrolló la fórmula del ionómero de vidrio que endurecía por una reacción ácido base (polvo de vidrio de flúor aluminio silicato y líquido ácido polialquenoico)(135). Se emplea desde 1975 (7) y posee muchas de las cualidades de un cemento ideal: la adhesión química al diente, la liberación de flúor, su biocompatibilidad y su estabilidad en el medio oral. No obstante presenta una gran sensibilidad en las fases iniciales del fraguado a un exceso o defecto accidental de agua (135,170,172). Existen algunas variedades de ionómero de vidrio a las que se han incorporado materiales metálicos para mejorar sus propiedades, los más comunes se basan en la sinterización (unión a altas temperaturas) del particulado de vidrio con partículas de plata (99,164).

6.8.1.5 Cementos de ionómero de vidrio modificado con resina (compómeros)

Buscando la mejora de los ionómeros convencionales se añadieron a su formulación algunos grupos funcionales polimerizables de manera que se superponía al fraguado tradicional (mediante la reacción ácido base), la reacción de polimerización de los grupos añadidos (99,135). Presentaba una mayor estabilidad química en el medio oral en las fases iniciales hasta su total endurecimiento por lo

que era menos sensible a la erosión temprana (135), pero presenta propiedades mecánicas limitadas por su relativamente bajo módulo elástico (170) y por ser muy hidrófilos por la presencia del grupo HEMA en su formulación, lo que se podría traducir en una expansión del cemento y fracaso de la restauración a los pocos meses (173).

6.8.1.6 Cementos de resina compuesta

Los avances en la industria dental han permitido el desarrollo de resinas compuestas con una consistencia que permita su uso como cemento (164). Estos cementos presentan una composición similar a las de los composites, o sea una matriz de resina con un relleno inorgánico (partículas cerámicas y/o sílice) (173). La principal diferencia de estos cementos respecto de las resinas restauradoras reside en el menor porcentaje de partículas de relleno, por lo que presentan menor viscosidad y fluidez permitiendo su uso como agente de cementación (164,174).

Los cementos de resina se presentan en dos pastas que pueden ser mezcladas manualmente o con dispensador automezclante, por otra parte también pueden fraguar químicamente (autocurado), por acción de la luz (fotoactivados) o bien mediante ambos sistemas siendo entonces los llamados cementos de fraguado dual (175). Las ventajas de estos cementos como son la estética, una baja solubilidad y propiedades mecánicas superiores en relación a los cementos a base de agua (176-178) hace que actualmente se utilicen para cualquier tipo de restauración protésica y estética, tanto si son coronas con estructura metálica interna como si se trata de coronas libres de metal, carillas o incrustaciones (145,170). Son cementos activos, capaces de unirse con el esmalte, la dentina y con la superficie de las restauraciones indirectas, siendo la dificultad la técnica de aplicación de los sistemas adhesivos a los diferentes elementos, el material restaurador y el diente(137).

6.9 Prótesis fijas adhesivas. Tipos y características

Habría que diferenciar ante todo si la prótesis adhesiva va a ser de uno o de dos retenedores dado que cuando son de un solo retenedor las ventajas aumentan y las complicaciones a largo plazo bajan respecto a los diseños de dos retenedores (5,108,110,179-181).

En la última década varios estudios clínicos han demostrado que las prótesis fijas adhesivas de un retenedor y un pónico (PFA1R) desempeñan su función tan bien o incluso mejor que las prótesis fijas adhesivas de dos retenedores y un pónico (5,108,110,180-183).

6.9.1 Características de las prótesis fijas adhesivas de 2 retenedores

Las PFA con al menos dos retenedores tienen las siguientes características (2,3,5,7,9,10,14,110,111,179,180,182,184-186) :

- Excelente relación coste/eficacia.
- Odontología protésica respetuosa con el tejido dentario, preparación mínima del diente respecto a las prótesis fijas tradicionales, reducción de 0,5 mm que queda en el esmalte.
- Reversible al 100% si se ha optado por ausencia de preparación dentaria.
- Márgenes supragingivales.
- Procedimientos intraorales reducidos (comparativamente).
- Recementación posible en caso necesario.
- Buena reproducción en las impresiones de los elementos protésicos como márgenes y rebordes.
- Buena resistencia a la tracción.
- Muy adecuada para pacientes jóvenes
- Habitualmente no es necesaria la anestesia.
- Elevado grado de satisfacción de los pacientes.

6.9.2 Características específicas complementarias de las prótesis fijas adhesivas de un solo retenedor

Además de todas las citadas anteriormente, hay que añadir específicamente las siguientes para las PFA1R (póntico en extensión) (4,5,69,183):

- Posibilidad de mantener una mejor higiene dental al poder pasar más fácilmente el hilo dental bajo el póntico en extensión, mejor salud tisular.
- No se puede descementar inadvertidamente.
- Bajo riesgo de caries.
- Mayor simplicidad del procedimiento dado que sólo se trabaja en un pilar.
- Optimización de la odontología mínimamente invasiva pues sólo nos apoyamos en un pilar.
- Dado que no hay fijación de dientes pilares, no hay ferulización antibiológica, por tanto no hay un límite de edad para este tratamiento en pacientes jóvenes.

Es reseñable el hecho de que existe cada vez más una evidente aceptación científica de las PFA en extensión (de 1 retenedor, PFA1R) para el sector anterior como herramienta terapéutica básica y sin embargo en la actualidad no es todavía una opción de tratamiento frecuente entre los odontólogos (1,2,5,69,108,181,182,187,188).

Cuando en este tipo de prótesis se prescinde además de la preparación dentaria mínima del diente pilar esta técnica protésica únicamente produce el contratiempo habitual inherente a abordar una solución estética provisional, si procede (70,128,188).

6.9.3 Inconvenientes de la prótesis fija adhesiva de 2 retenedores

A pesar de que los nuevos diseños, la ciencia de los materiales dentales, las técnicas clínicas y la planificación han disminuido los requerimientos y problemas habitualmente asociados a esta prótesis se refieren como problemas asociados los siguientes (3,5,7,9,10,110,179,180,184-186):

- Se requiere habitualmente de una preparación, aunque mínima, de los dientes pilares y si se hace preparación dentaria, aunque pequeña ésta es irreversible.
- Se requiere una buena alineación del/de los diente/dientes pilar/pilares. No es posible corregir angulaciones.
- Longevidad dudosa (descementación es la complicación más frecuente). Puede producirse una descementación parcial que pase inadvertida y esto se traduce en riesgo de la aparición de caries.
- Fase de provisionales difícil, si es que se hace.
- Fijación anti biológica de los dientes adyacentes al espacio edéntulo.
- El tratamiento en pacientes jóvenes a determinadas edades no es posible (cuando se usan dos retenedores, que fijan los dientes adyacentes).

6.9.4 Inconvenientes de la prótesis fija adhesiva con un único retenedor

Los inconvenientes citados anteriormente prácticamente desaparecen manteniéndose:

- Se requiere habitualmente de una preparación dentaria del diente pilar que aunque mínima, es irreversible.

- Se requiere una buena alineación del diente pilar.
- Fase de provisionales difícil, si es que se hace.

6.10 Salud periodontal en las prótesis fijas adhesivas

Un diseño adecuado respetuoso con el margen gingival es básico para mantener la salud periodontal. Todos los autores coinciden en señalar que la estructura cementada debe quedar al menos 1 mm supragingival para mantener una buena salud periodontal , además debe evitarse el sobrecontorneado del retenedor y conector pues esto favorece la acumulación de placa (3,7,129,189).

También hay que evitar sobrecontorneados del pónico y a nivel proximal el conector y pónico no deben presionar la encía para permitir la higiene, con una tronera gingival suficiente e instruir en el uso de hilo dental Superfloss (Oral B). Desde el punto de vista de salud periodontal es más recomendable la PFA1R que la de dos retenedores dado que el uso del hilo dental se simplifica mucho pudiendo ser además un hilo dental normal al tener libre acceso interproximal desde incisal de pónico y diente adyacente al mismo (69,190).

Aunque en algunos casos a nivel del diente pilar pueden aparecer profundidades de sondaje similares a cuando se ha restaurado con una prótesis convencional, la respuesta periodontal de los dientes pilares de una prótesis en extensión es satisfactoria (69,190).

6.11 Oclusión y fuerzas masticatorias en las prótesis fijas adhesivas

Es prioritaria la planificación y saber que la clave para el éxito a largo plazo de una prótesis en extensión es el manejo de la oclusión en el pónico (72).

Toda manipulación debe evitar ante todo llegar a dentina. Para determinar el espacio disponible durante la oclusión estática y dinámica articularemos los modelos de diagnóstico en los que podemos crear incluso una preparación diagnóstica, de ser necesaria, y un modelado en cera de la prótesis. Para evitar contactos prematuros en el pónico o conector recurriremos si es necesario a asegurarnos de tener una buena guía canina mediante el uso de composites para tener una oclusión mutuamente protegida (5). De igual manera si hay hábito bruxista esto significa un riesgo importante y además de controlar los parámetros oclusales deberemos hacer una férula (3).

Contraindicaciones para una PFA desde un análisis oclusal (105):

- La presencia de una clase II/2 (sobremordida) por el riesgo de sobrecarga oclusal.
- La presencia de una clase III con presencia de facetas de desgaste.
- Si existe hábito de desgarrar alimentos o mordisquear objetos, lápices o uñas (82).

La sobremordida normal oscila entre los 3-5 mm (191). En el maxilar anterior para hacer una prótesis superior, si se produce una falta de espacio a causa de una gran sobremordida esto puede obviarse mediante el tallado de la protuberancia cervical lingual del diente pilar. Una sobremordida excesiva tendría dos graves inconvenientes, recurrir a tallados más agresivos para dar cabida a los retenedores y además las fuerzas oclusales que se generan en este tipo de mordida serán más fuertes de lo deseable para una PFA (105).

Si rehabilitamos con sobremordida ya vemos que requiere la creación y mantenimiento de un espacio oclusal para el retenedor. La preparación palatina de los incisivos superiores y amelooplastia de los

bordes incisales de los incisivos inferiores es posible pero que esta situación se mantenga intacta hasta el día de la cementación no es fácil de lograr. La pérdida del espacio oclusal preparado puede requerir nuevamente una mayor reducción de los incisivos mandibulares en el momento de la cementación. Una técnica alternativa, que se basa en el "enfoco" ó "principio" de Dahl (192) consiste en que la restauración final se cimente conscientemente en supra oclusión, permitiendo que la PFA actúe como aparato de ortodoncia hasta que los contactos de los dientes se restablezcan naturalmente (109).

En el caso de una mordida borde a borde deberemos estar también muy atentos a que no se produzca una sobrecarga en el pónico en extensión (3).

La prótesis una vez cementada deberá comprobarse en la máxima intercuspidación y realizar movimientos excursivos, lateralidades y protrusiva (3). En una prótesis en extensión un contacto sobre el pónico en un movimiento excursivo puede traducirse en un fracaso pues éste es el movimiento más peligroso para estas prótesis por sus componentes horizontales y efecto de torsión sobre la prótesis, sobre todo si se trata de prótesis de 1 sólo retenedor (3,94,193). Así pues en movimientos excursivos es fundamental que no se produzcan contactos de pónico ni del retenedor (3,72). Cualquier contacto que detectemos en movimientos excursivos debemos eliminarlo. El retenedor debe estar en contacto ligero con el antagonista, incluso aunque el diente no estuviera en oclusión antes de la colocación de la prótesis. El pónico debe estar asimismo en un muy ligero contacto en la máxima intercuspidación y tener muy en cuenta sus áreas funcionales (3) (figura 6-8).

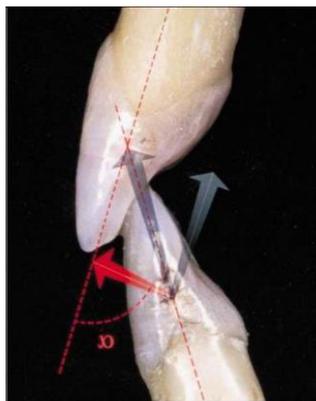


Figura 6-8. Ángulo interincisal ortognático entre un incisivo central superior y un incisivo central inferior, la flecha roja indica la fuerza que un incisivo inferior aplica al superior (194) en una oclusión normal.

Algunos estudios han reportado una mayor tasa de descementaciones en pacientes con actividad parafuncional (195) . Por esto es fundamental que si sospechamos movimientos parafuncionales o bruxismo en el paciente le hagamos también *a posteriori* una férula acrílica de protección tipo Michigan (3).

Los retenedores adheridos a las superficies linguales de los dientes anteriores están sujetos a variación de las fuerzas durante la función. Así por ejemplo cuando los dientes antagonistas entran en contacto con el retenedor aparecen fuerzas de compresión y de cizallamiento sobre el retenedor. Por otra parte, cuando el diente pilar se pone en contacto con los dientes antagonistas, en la superficie no cubierta aparecerán sobre el retenedor fuerzas de tracción y de cizalla. En la región anterior, las fuerzas de tracción y de cizalla son precisamente la causa de que se pueda despegar la prótesis del diente. Esta situación se agrava cuando se dan situaciones de sobremordida profundas por eso son situaciones oclusales a evitar (3,113,196).

En lo referente a los incisivos mandibulares es destacable que están involucrados principalmente en movimientos protrusivos y que en más de un 40% de los casos no están en oclusión (98,191).

Es importante destacar que en los puentes fijos adhesivos cuando se permite una cierta rotación es más probable que ocurra el fallo. A esta conclusión llegaron Koutayas y cols. (98) en su estudio *in vitro* sobre prótesis cerámica fija adhesiva de 1 ó 2 retenedores para la sustitución de un incisivo central mandibular donde habían empleado un símil de membrana periodontal. Para hacer esta aseveración se basaron en sus observaciones y en las conclusiones obtenidas antes en ese mismo sentido en otros estudios como el de Kelly y cols. (197) y el de Moore y cols. (198). También en este estudio, donde aplicaban la fuerza al pónico a 0° aseveraban que frente a este tipo de fuerza la resistencia de las PFA cerámicas de 1 retenedor dependía básicamente del conector y que las PFA cerámicas de 2 retenedores dependían de sus retenedores.

Durante el funcionamiento mandibular las fuerzas que reciben los dientes pueden ser muy variables en función de multitud de factores locales tales como la alineación de los dientes, su número y tipo de contactos, el modo de intercuspidación, la edad del individuo, hábitos, la presencia o no de parafunciones y también otra serie de factores no estrictamente bucales como pueden ser la raza, sexo o estado de salud, entre otros (191,199-201).

En condiciones de oclusión funcional óptima, los contactos compresivos angulados con componente vertical y horizontal se dan en la zona anterior, siendo las fuerzas compresivas verticales las que se deben dar en dientes posteriores y en mayor intensidad para proteger así al sector dentario anterior; lo que se ha dado en llamar la oclusión mutuamente protegida (191).

Los estudios de Eichner (202) en 1963 y De Boever y cols. (203) en 1978 sobre fuerzas oclusales precisaban que las fuerzas fisiológicas normales durante la masticación estaban en el rango de 10 N y 35 N en el área anterior.

Helkimo y cols. en 1976 en su artículo sobre dentición y fuerzas de mordida establecían para el sector anterior en las mujeres una fuerza máxima de mordida de 108 N y para hombres 176 N (204) .

Según estudio de Körber y Ludwig de 1983 (205) sobre las fuerzas de mordida indicaron que las fuerzas máximas que podían aparecer en el área dental anterior variaban en una horquilla que se movía entre 98 N y 360 N.

Kiliaridis y cols. en 1993 (206) concluyeron en su estudio que las fuerzas incisivas máximas de la mordida podían variar hasta alcanzar los 270 N dependiendo principalmente de la morfología facial y de la edad. Waltimo y Könönen (207) también en 1993, sobre una muestra de 22 hombres y 24 mujeres entre 20-35 años determinaron una fuerza incisiva máxima de 287 N para los hombres y 243N para las mujeres.

Korioth y cols. en 1997 (208) en un estudio sobre las fuerzas normales en el sector incisivo, en una muestra compuesta por 3 mujeres y un hombre, de 24-38 años, concluyeron que las fuerzas desarrolladas oscilaban entre 24,5 N y 28,4 N.

Estudios posteriores en 1999 y 2007 sobre fuerzas oclusales apuntaban que en la región anterior la fuerza masticatoria promedio variaba entre 11N y 150N, llegándose a picos de fuerza de 200 N (209,210). Un rango de fuerza máxima menor a los expuestos hasta el momento.

Kern y cols. en su estudio *in vitro* de 1993 sobre la resistencia a la fractura de PFA con estructura cerámica y dos retenedores siendo el pónico un incisivo central superior encontraron fuerzas máximas de resistencia a la fractura entre 174 N y 200 N. Basándose en los estudios más recientes disponibles (Körber y Ludwig) afirmaron que las fuerzas máximas de fractura obtenidas en su estudio se

encontraban dentro del rango fisiológico representativo de aquellos pacientes que generan de baja a moderada fuerza oclusal (en función de la franja de fuerzas máximas 98N-360N que podían aparecer en el sector anterior, según el estudio de referencia de Körber y Ludwig) y que por tanto las fuerzas soportadas hasta fractura en su trabajo superaban los valores biológicos máximos de los pacientes con fuerza oclusal baja a moderada (211).

Koutayas y cols. en el año 2000 (98) publicaron estudio *in vitro* sobre PFA de 1 o dos retenedores, siendo el pónico un central superior y con estructura cerámica Las fuerzas soportadas hasta fractura en su trabajo estaban entre 291,2 y 312,5 N superando los valores biológicos máximos para las fuerzas fisiológicas oclusales para adultos en la región anterior, basándose en los estudios citados antes de Eichner (202) y De Boever y cols. (203) (donde las fuerzas fisiológicas se movían en un rango de 10 a 35 N) y en los estudios de Kiliaridis y cols. de 1993 (las fuerzas incisivas máximas de mordida podían variar y llegar a 270 N).

En un estudio *in vitro* más reciente, el artículo de Rosentritt y cols. en 2008 (212) sobre resistencia de las PFA de estructura de zirconio de 1 ó 2 retenedores siendo el pónico un lateral, asumieron para su estudio que las fuerzas máximas que se desarrollaban en el sector anterior se situaban entre 200 y 300 N, basándose en los artículos de Helkimo y cols. de 1976 y el de 1997 (que no daban esas cifras) (204,208).

En síntesis y en base a la breve revisión realizada podríamos apuntar que la fuerza máxima que se puede desarrollar en el sector incisivo es de 250 N en hombres y mujeres, y que las fuerzas fisiológicas requeridas normalmente se mueven entre los 24-35 N. Estos serían los requerimientos de resistencia para las prótesis realizadas en el sector incisivo.

6.12 Diseño actual de la prótesis fija adhesiva en el sector anterior

Para el diseño de las PFA en el sector anterior será necesario el empleo de modelos de estudio y articularlos, unos modelos de diagnóstico duplicados del modelo maestro, así como emplear un paralelizador. Esta precaución y sistemática evitará repeticiones de laboratorio y costes (1,4,5,98). Para este diseño deberemos determinar (1-3,5,9,14,109,110,121,183,185,213):

- Número de retenedores, 1 o 2 (figura 6-9) (69).
- Preparación dentaria o no.
- Tipo de preparación dentaria si la hay.
- Diseño del retenedor.
- Diseño del conector.
- Diseño del pónico.
- Material a emplear.
- Tratamiento de superficies.
- Tratamiento adhesivo y cementación.

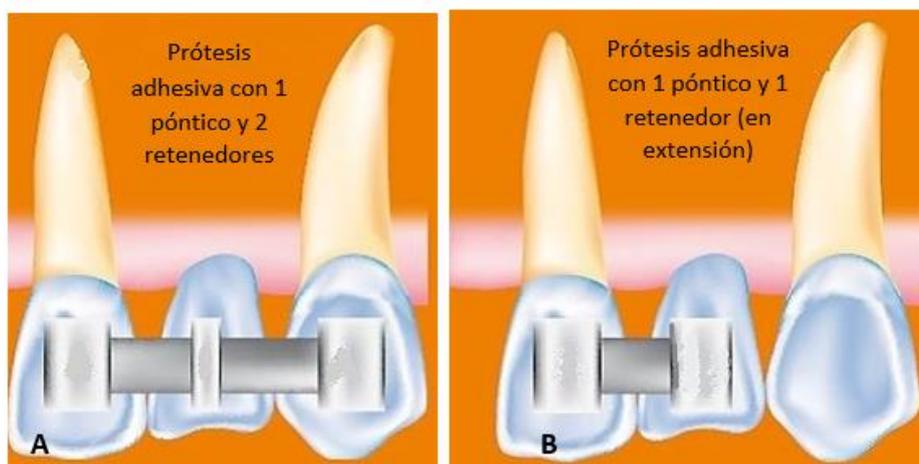


Figura 6-9. A: prótesis fija de 2 retenedores B: prótesis fija de 1 retenedor (69).

Para determinar las necesidades de un tratamiento previo y evaluar la posibilidad de realizar un tratamiento con PFA en extensión

(PFA1R) deberemos realizar con más motivo todavía un diagnóstico clínico exhaustivo (estado dental, periodontal, oclusal) y una planificación que son todavía más importantes cuando se restaura el maxilar superior.

La zona del espacio edéntulo deberá ser valorada multidisciplinariamente, esto es que analizaremos el nivel de encía , de hueso, los espacios existentes para poder informar adecuadamente al paciente previamente sobre las posibles medidas terapéuticas complementarias que puedan requerirse antes de la realización de la prótesis para poder conseguir los mejores resultados estéticos posibles: injerto de tejido conectivo, injerto óseo, ortodoncia, reconstrucciones estéticas de composite en el diente adyacente para ajustar la anchura del espacio edéntulo a las dimensiones estéticamente correctas al caso, etc.). Es fundamental que el espacio edéntulo presente simetría. Asimismo un defecto gingival a nivel del pónico debe corregirse, a veces basta con las técnicas básicas de manejo de tejido blando y/o un pequeño injerto de tejido conectivo subepitelial. Esto nos permitirá poder diseñar el pónico adecuadamente para que la emergencia sea natural y que permita una perfecta higiene (5).

Con los modelos de estudio del paciente realizaremos un encerado diagnóstico y podremos obtener entonces una réplica de la prótesis y realizar una prueba intraoral de la misma.

En esta prueba valoraremos varios parámetros, cualquier cambio que hagamos en el pónico de la réplica protésica podrá ser transferido al paciente mediante moldes de silicona o férulas termoplásticas, así como reconstruir en composite un contorno diferente de los bordes incisales o una forma más favorable de contacto proximal.

Actualmente respecto a la preparación dentaria existen dos criterios o filosofías (1):

- La ausencia de preparación, confiándose solamente en las fuerzas de adhesión para su retención.
- Preparaciones en el esmalte de la superficie lingual, para aumentar la resistencia y retención.

Si comparamos ambas filosofías apreciaremos inicialmente significativas diferencias en la longevidad. Muchos estudios realizados indican que la preparación dental disminuye el riesgo de fracasos (214-216).

Dicho esto revisemos diversos autores con diferentes criterios al respecto. En 1998 Beher y cols. En un estudio prospectivo a diez años sobre 120 PFA, tanto posteriores como anteriores concluyen que la diferente preparación dentaria no influye estadísticamente en un mejor resultado de estas prótesis y que a los diez años dan un porcentaje de éxito del 95% (215). Tsitrou y Tsangari verifican en su estudio *in vitro* que una preparación conservadora con una preparación mínima no obtuvo diferencias estadísticamente significativas de resistencia respecto al diseño de una preparación más extensa hacia proximal (217). Pröbster y cols., en un seguimiento a 11 años sobre 325 PFA de 2 retenedores en metal cerámica afirman que en contraste con otros estudios la renuncia a los procedimientos de preparación extensas no tenía ninguna influencia negativa sobre la probabilidad de supervivencia (218) . Bublak en un estudio *in vitro* en 2007 para analizar diferentes preparaciones posibles para una PFA destinada a restituir un lateral superior y usando el central como pilar concluye que la ausencia de tallado no es estadísticamente significativa respecto a la supervivencia de las prótesis en extensión (128).

6.12.1 Con preparación dentaria

Si se hace preparación dentaria deberá planificarse qué características concretas va a tener ésta (1,214,215).

La preparación dentaria otorga a la prótesis adhesiva capacidad de retención (estabilidad en la vía de inserción) y de resistencia (estabilidad frente a las fuerzas en sentido apical u oblicuas provocadas por la oclusión minimizando la dependencia de la adhesión proporcionada por el cemento (7,10,185).

La preparación dentaria a realizar difiere según los autores aunque tienen todas como denominador común el intentar ser lo más conservadoras posibles (1,3,14,68). Zitzmann y cols. (4) en 2014, en un compendio de la técnica afirmaron que una preparación retentiva mediante preparación dentaria proporciona mejores resultados que el diseño no retentivo, una tasa de supervivencia del 95% después de 10 años.

La evolución de los adhesivos además está permitiendo en los últimos años que éstos vayan aportando cada vez mayor fiabilidad de manera que es de prever que finalmente sea innecesaria cualquier preparación dentaria (salvo la requerida por aspectos interoclusales para dar cabida al material restaurador) (99).

Así para Shillinburg (7) la preparación adecuada para un retenedor de metal consistiría en (figura 6-10):

- Preparación siempre en esmalte.
- Debe incluir 180° del diente.
- Línea de acabado supragingival 1 mm en ligero chamfer.
- 1 surco proximal cerca de la zona interproximal adyacente al espacio edéntulo.
- 1 surco en el lado opuesto del cingulo.

- 2-3 topos verticales planos sobre la superficie lingual.

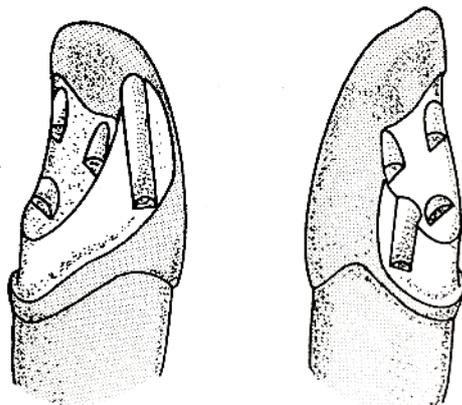


Figura 6-10. Preparación dentaria necesaria de los incisivos inferiores anexos al espacio edéntulo, rieleras, pocillos, planos guía proximales, línea de acabado en chamfer supragingival 1 mm (7).

Esta preparación es similar a la propuesta por Fleigel (1), también para retenedores de metal.

Sasse y Kern (5,219) para PFA1R con estructura de zirconio proponen la realización de una pequeña caja proximal (aproximadamente 2 x 2 x 0,5 mm) y un pequeño chamfer (figura 6-11).

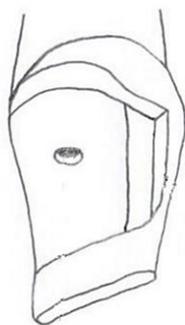


Figura 6-11. Esquema de tallado muy similar al de Sasse y Kern (220).

En parte central de la superficie del esmalte lingual se prepara utilizando una fresa en forma de bola. La caja proximal se prepara utilizando una fresa de chaflán. La preparación indicada proporciona el asiento de la restauración pero no retención mecánica. En la zona

proximal, el fin de la preparación debe quedar en lingual sin cruzar la línea trazada del contacto proximal (figura 6-12) (5).

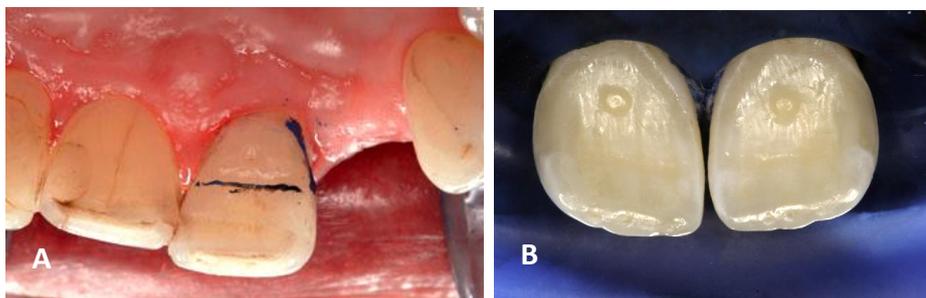


Figura 6-12. Un pequeño chamfer hacia cervical (A) y un pocillo a la altura del cíngulo (B) favorecen el asentamiento de la restauración para el cementado pero no aportan una retención mecánica (219) .

En la prótesis acabada se distingue fácilmente el retenedor de zirconio sin recubrimiento cerámico (figura 6-13) (5) .



Figura 6-13. La prótesis con la preparación propuesta por Sasse y Kern tras 4 años de servicio. Es de destacar que en este estudio se hizo un seguimiento de 55 meses (219).

Si vamos a realizar tallado, tras la prueba en boca del encerado y aceptar el paciente el resultado final usaremos el encerado para delinear la extensión de la preparación diseñada en la zona proximal, para ello pintaremos con rotulador resistente al agua la parte proximal y lingual del diente pilar, después posicionaremos el encerado en boca empezando por los límites exteriores de la preparación del esmalte, en el área proximal la línea final tiene que situarse lingualmente sin pasar la línea trazada anteriormente por el contacto proximal. La preparación del retenedor es como una carilla lingual con fino biselado cervical, un soporte final incisal, una ranura

en el cingulo (hecha con fresa redonda) y una pequeña caja proximal de 2x2x0.5 cm. Esta preparación facilita el emplazamiento y cementado pero no aporta retención mecánica. La colocación de un provisional no es necesaria pero la posición de los dientes adyacentes debe mantenerse. Se tomarían las impresiones en silicona de adición o bien en un poliéter (5).

6.12.2 Sin preparación dentaria

La investigación de Bublak en su estudio *in vitro* sobre prótesis en extensión anterosuperiores se centró en las diferentes preparaciones dentarias posibles (figura 6-14) y el resultado para cada una de ellas, siendo una de las variables el tipo de preparación dentaria y una alternativa dentro de estas era la ausencia total de preparación dentaria. Los resultados ante la opción de ausencia de tallado no fueron significativamente diferentes respecto a las otras alternativas (128).

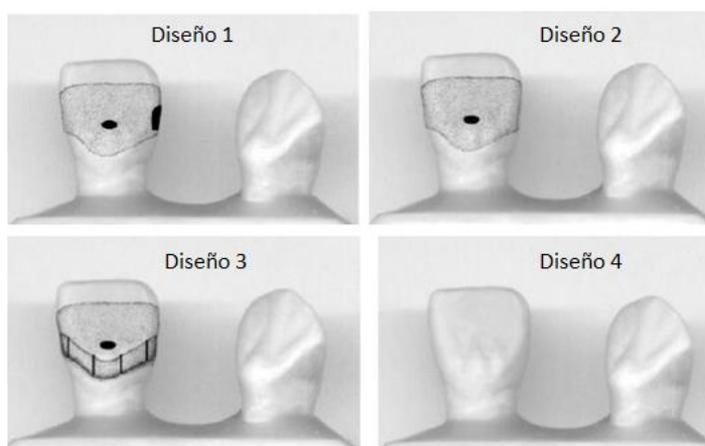


Figura 6-14. Diferentes preparaciones dentarias ensayadas por Bublak. Diseño 1 tallado palatino en esmalte 0,2-0,3 mm de profundidad, fosa en cingulo profundidad 0,5 mm y 1 mm de diámetro. En interproximal, una caja de 2mm inciso cervical, 2 mm vestibulo lingual, 2 mm buco oral y 0,5 mm de extensión mesial distal. Diseño 2. Tallado palatino en esmalte de 0,2-0,3 mm de profundidad; fosa en cingulo con una profundidad de 0,5 mm y 1 mm de diámetro. Diseño 3. Preparación palatina sólo en esmalte con una profundidad de 0,2-0,3 mm; llegando circunferencialmente hasta la zona interproximal, fosa en el cingulo con profundidad de 0,5 mm y 1 mm de diámetro; 4 ranuras de retención paralelas de 0,5 mm de profundidad y 2 mm longitud, 2 en la región de la tuberosidad lingual y las otras dos en línea de inflexión hacia proximal. Diseño 4. Ninguna preparación

Más recientemente Sailer y cols.(183) en el año 2013 publicaron un estudio retrospectivo con un seguimiento medio de 6 años a 28 pacientes portadores de 35 PFA1R fabricadas en IPS e.max® Ceram (Ivoclar Vivadent). Se reemplazaron tanto dientes anteriores como posteriores (premolares) en maxilar superior e inferior. Cuando se trató del sector anterior no se realizó preparación dentaria alguna obteniéndose una supervivencia del 100% a los 5 años. No se produjo ninguna descementación o fractura. La primera incidencia aconteció a los 5,4 años de servicio con una fractura por astillamiento del borde incisal de un pónico. Los autores en lo referente a la metodología, refieren que la superficie mínima a usar para el conector era de 16 mm².

6.13 Número de retenedores

El número de retenedores a utilizar y la tendencia al mínimo tallado posible marcan claramente las diferencias respecto al pasado en el diseño de este tipo de prótesis, ante todo en lo referente al sector anterior.

Las primeras publicaciones sobre la prótesis adhesiva se produjeron en los años 70 del pasado siglo y mediante el empleo de al menos dos retenedores y estructuras metálicas que eran tratadas con un grabado electrolítico de la superficie (115,117,129,221). Desde entonces y de forma común se siguen denominando a muchas PFA como prótesis Maryland a pesar de que no se ciñen ni al material ni al diseño descrito originalmente para estas prótesis (5,222).

Shaw y Tay en 1982 introducen el concepto de un solo retenedor en base a la experiencia clínica de su estudio. Empleando clásicamente una aleación metal cerámica y realizando una preparación del diente pilar con ranuras proximales para reducir el

riesgo de despegamiento de los retenedores y usando dos retenedores se encontraron reiteradamente con la dificultad del despegamiento de uno de los retenedores, situación que ellos afrontaron con excelentes resultados cortando el ala de retención descementada, reconvirtiéndolo así a un diseño de un solo retenedor y quedando la prótesis completamente funcional (119,223).

El diseño en extensión ante la ausencia de un incisivo en el sector anterior superior o inferior, el uso de un único retenedor es preconizado desde principio de los años 90, fundamentalmente por los Dres. Kern (211,224-226), Botelho (110,185), Van Dalen (6,227,228) y Sasse (5,219,229-231).

Numerosos estudios han constatado que el empleo de un sólo retenedor hace bajar significativamente la descementación que es el principal fallo que pueden tener este tipo de prótesis (1,3,5,6,14,97,98,110,179,180,184-186,227,228,230,231).

Se considera que el comportamiento más favorable en general de estas prótesis se debe a la biomecánica dentaria asociada por la cual una estructura en voladizo no está sujeta a las tensiones que debe soportar una prótesis rígida con dos retenedores sujetos a unos pilares que presentan unos micromovimientos diferentes uno del otro durante su función (9).

Por el contrario, el incremento del número de retenedores en este tipo de prótesis se traduce en una disminución de la longevidad de las mismas (6,179,214,232).

En una revisión sistemática y meta análisis sobre el rendimiento clínico de la prótesis fija anterior en diferentes estructuras y diseños, cementada con resina publicada en 2016 por Wei y cols. (188) concluyeron también que las prótesis realizadas con un solo

retenedor en sector anterior ofrecen mejor respuesta clínica que los de dos retenedores en sector anterior.

Lam y cols. en 2013 presentaron una publicación a efectos comparativos donde afirmaban que este tratamiento presentaba incluso menos complicaciones que la prótesis implantosoportada en el período estudiado de 5 años y que se requerirían estudios superiores a diez años como para poder aconsejar la priorización de la prótesis adhesiva frente al implante unitario en el sector anterior (187).

6.14 Diseño del retenedor

El diseño del retenedor vendrá condicionado en cuanto a grosor y extensión al material protésico que vayamos a emplear, a las condiciones interoclusales del pilar y a su biodinámica funcional. Debemos contar con suficiente esmalte en el diente pilar y al menos un espacio interoclusal para poder ubicar al retenedor (desde el diente pilar hasta la arcada opuesta) entre 0,5 mm (si es metal) y 1 mm (si se trata de disilicato de litio). Para sustituir un lateral superior, a causa de la relación interincisiva existe de forma habitual un condicionante interoclusal determinante que nos obligará siempre a una preparación dentaria (a menos que exista una mordida abierta o borde a borde), sobre todo teniendo en cuenta que el grosor del esmalte por lingual a nivel del tercio incisal es de 0,5 mm (figura 6-15) y va reduciéndose más aún en su tercio medio y cervical, una situación que puede comprometer el uso de ciertos materiales en las prótesis fijas superiores (4,5,68,233). Hay que destacar que en dentina la adhesión baja mucho por lo que cualquier preparación dentaria que se hiciera debe evitar pasar del esmalte (4,234). Idealmente la ubicación del retenedor debería ser en una zona sin oclusión (69).

ESTADO DE LA CUESTIÓN

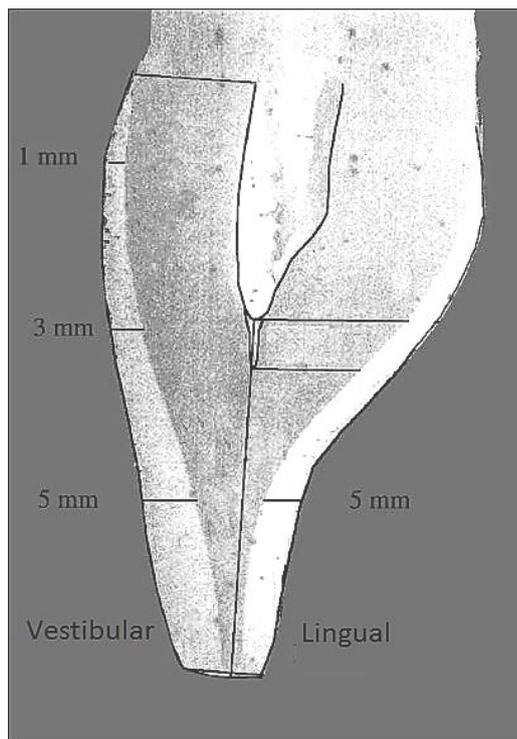


Figura 6-15. Sección de un incisivo central superior, se aprecia que al principio del tercio incisal por su parte lingual hay sólo 0,5 mm de grosor de esmalte (233).

En cuanto al grosor que debe tener el retenedor en el caso de las aleaciones metálicas, oscila desde un mínimo de 0,3 mm a un máximo de 0,7 mm, si bien el más referenciado es el grosor de 0,5 mm (2,3,7,14,109,129,221,222,235-237).

Hay estudios que han verificado que grosores incrementados hasta 0,7 mm o más aumentan la resistencia al despegamiento de manera proporcional (14,235,238,239). Según Ibrahim y cols. (235) en su estudio *in vitro* de 1997 trabajaron sobre réplicas de diferentes incisivos superiores (central, lateral, canino) con una preparación lingual-proximal de 0,3 mm de profundidad, los retenedores se diseñaron con grosores de 0,3 mm, 0,5 mm y 0,7 mm de cromo-níquel. Comprobaron que el grosor influía de alguna manera en la resistencia al descementado en centrales, laterales y caninos. El estudio de Ibrahim traccionaba del retenedor cementado a la réplica dentaria con una angulación de 45°, para caninos daba el mejor

resultado un grosor de 0,7 mm, en el central se apreció mejora en el aumento de 0,3 a 0,5 mm y en los laterales había una tendencia a beneficiarse progresivamente con un grosor creciente pero esta mejora en la resistencia al descementado no fue estadísticamente significativa. Se aumentaba la resistencia al despegamiento sobre todo en el incremento de 0,5 mm a 0,7 mm (235).

Cuando se emplea metal, sobre todo cuando éste es oscuro como el cromo-cobalto deben diseñarse con especial cuidado los retenedores dado que si el retenedor se aproxima mucho a incisal da al diente un color grisáceo. La línea incisal del retenedor deberá estar alejada al menos 1.0 - 1.5 mm del borde para evitar la translucidez del esmalte y que ello produzca un efecto estético negativo de apariencia oscura en el diente pilar (1,3,129,240). En el momento de la prueba de la PFA metálica, para ver el posible impacto estético negativo debe verificarse que haya en ese momento una perfecta adaptación entre diente pilar y el retenedor para poder valorar de forma eficaz este aspecto. Si durante la prueba quedara una ligera separación no estaríamos valorando correctamente el posible efecto grisáceo que suelen dar las PFA de estructura metálica a través del esmalte si los márgenes del diseño no son los pertinentes (1,3,129,240).

En el caso de usar zirconio el grosor mínimo para el retenedor no debe ser menor de 0.5 mm, siendo ideal el grosor de 0.7 mm (3-5).

Si el material a emplear es disilicato de litio se recomienda un grosor de retenedor de 1 mm y este de grosor puede imposibilitar su uso para prótesis adhesivas superiores en situaciones oclusales habituales, a pesar de que se determinara hacer preparación dentaria; se haría necesario recurrir entonces a otros materiales ya que sólo hay un grosor máximo de esmalte 0,5 mm en lingual de los incisivos superiores (4,182,233).

En cuanto al grosor de retenedor recomendado para la resina nanocerámica hay que destacar el hecho de que no existen antecedentes de estudios sobre prótesis fijas adhesivas (PFA) con este material. No obstante sí existe abundante bibliografía, *in vitro* e *in vivo*, esta última referida a las indicaciones habituales y actuales de la resina nanocerámica para (incrustaciones). La publicación de Chan y cols. en 2014 (241) relativa a la resistencia de la resina nanocerámica a diferentes grosores en comparación con el disilicato de litio (ambos en sistema CAD/CAM) frente a fuerzas compresivas concluye que se puede concluir que no existe una relación lineal entre el grosor de la restauración nanocerámica y su resistencia a la fractura y por contra claramente sí para el disilicato de litio; que cuando se requieran restauraciones ultrafinas la resina nanocerámica sería el material de elección, un grosor de 0,5 mm ofrecía una resistencia a la compresión de 2221 N (el disilicato de litio a este grosor resistía 1418 N). Por otro lado es de reseñar que deformación elástica para un grosor de 0,5 mm fue de 229 μm en la resina nanocerámica y 71 μm en el disilicato de litio.

Hay diversos autores como Lally, Ibbetson, Vohra y Rashid, Beddis y cols. , Morgan y cols., que consideran la posibilidad en casos anterosuperiores, de aplicar el concepto o enfoque de Dahl (192) según el cual si se provoca artificialmente una sobreoclusión pasados unos meses el diente antagonista se intruye (3,94,113,196,242). Vohra y Rashid (94) aplicaron este criterio para una PFA superior provocando una sobreoclusión de 0,7 mm producida por el retenedor, a los 4 meses se equilibró la oclusión mediante la intrusión del antagonista.

6.15 Diseño del conector

Las superficies mínimas necesarias para el conector difieren para cada material. Existe una general concordancia en afirmar que independientemente del material la referencia a seguir será la de dar al conector al menos una altura de 3-4 mm desde la papila interproximal hasta la cresta marginal incisal (243-249).

6.15.1 Zirconio y otras cerámicas policristalinas

En 2009 Schmitter y cols. (250) aconsejaron conectores de 9 mm² para zirconia reforzada con itrio. Sailer y cols. (183) en 2013 afirmaron que eran suficientes 6 mm² de conector cuando se trata de zirconio. Sasse y Kern (5) en 2014 afirmaron igualmente que la superficie del conector de zirconio no debía ser inferior a 6 mm². El estudio de Zitzmann y cols. (4) del 2015 recomendaba una superficie de 6-8 mm² como superficie mínima para el óxido de zirconio.

Según la bibliografía la superficie mínima para el conector en este tipo de material oscila entre 4,5mm² y 9 mm² pero la que parece reunir más consenso es la referente a un conector mínimo de 8 mm² (4,5,250,251).

6.15.2 Cerámicas de matriz vítrea sintética: disilicato de litio

Wolfart y cols. (252) en 2005 con 81 prótesis fijas de IPS e.max® Press sostenían como suficiente un área de conector de 12 mm² mientras que Sailer y cols. (183) en 2013 afirmaron que el disilicato de litio requería de un conector de al menos 16 mm².

Kern y cols. (253) en 2012 publicaron un seguimiento de 10 años sobre 36 puentes fijos adhesivos de dos retenedores, con un

100% de éxito a los cinco años y 88% a los 10 años y el tamaño de conector empleado había sido de 12 mm².

Sun y cols. (182) también en 2013, en un estudio *in vivo* sobre PFA1R concluyeron que la superficie mínima de conector en sector anterior era de 10.08 mm².

Bissasu y Al-Houri (88) en 2014, para la restitución de dos laterales superiores ausentes mediante prótesis en extensión y siendo pilar cada uno de los centrales superiores emplearon un conector de 12.5 mm².

Attal y Tirlet (69) publican en 2015 en referencia a las PFA anteriores en extensión que el principal fracaso en las prótesis de disilicato de litio se produce por fractura a nivel de la conexión del pónico con el retenedor resultando fundamental para evitarlo el dotar a la prótesis del grosor necesario y adecuado aconsejando un conector mínimo de 12 mm² para el sector anterior.

Según Zitzmann (4) en 2015, para el disilicato de litio las dimensiones requeridas para el conector son al menos 8 a 10 mm².

Podemos concluir que los valores de superficie mínima propuestos oscilan en un abanico entre los 8 mm² y los 16 mm² pero que existe una mayor concordancia en la bibliografía en aconsejar para el disilicato de litio una superficie mínima de conector de 12 mm².

6.15.3 Cromo-cobalto

Para prótesis fija convencional los estudios como el de Örtorp y cols. (254) en 2011 estipulaban 9 mm² como la superficie mínima del conector. Saker y cols. en 2012 en su estudio *in vitro* sobre prótesis adhesiva en extensión diseñaron conectores de 8 mm² (255). Si bien Aggstaller y cols. en 2008 (236) publicaron un trabajo de prótesis

adhesiva con conectores de 6 mm² en cromo-cobalto hay que reseñar que en todos los casos habían 2 ó más pilares, no había puentes en extensión. No hemos encontrado más bibliografía que ofrezca datos del conector para las PFA1R por lo que consideramos que 8 mm² es tamaño de conector indicado para estas prótesis.

6.15.4 Cerámicas de matriz de resina. Resina nanocerámica

Desde mediados de 2015 las indicaciones de Lava™ Ultimate Restorative únicamente son las incrustaciones inlays y onlays y las carillas. No nos ha sido posible pues encontrar bibliografía sobre el tamaño mínimo de conector. Existe bibliografía que apunta a este material como muy indicado para el trabajo en grosores muy bajos, de 0,5 mm e inciden en las especiales cualidades mecánicas del material como similares a la de la dentina y el esmalte (241,256). Otras publicaciones como la de Wang y cols. en 2015 destacan las excelentes propiedades de estos materiales tales como el módulo de elasticidad, dureza superficial, la contracción de polimerización, y la carga de relleno que pueda contener, dejando abierto un futuro de muy diversas aplicaciones a fórmulas mejoradas de los productos actuales (257).

6.16 Diseño del pónico

Si en el estudio previo vemos que el espacio interdentario mesiodistal a ocupar por el pónico es excesivo (por estética o en prevención de sobrecarga) podemos realizar un composite proximal en uno o dos de los dientes adyacentes al espacio edéntulo para así reducirlo (5).

Las fuerzas horizontales sobre el pónico son las que peor resisten estas prótesis por lo que su diseño debe impedir contactos del mismo en movimientos excursivos. Además cuando se trata de

PFA1R las fuerzas horizontales provocan una torsión que puede traducirse en un fracaso (3,94,193).

Goldfogel y Lambert (258) en el año 1985 proponían para las de PFA1R un diseño "envolvente" en el área de contacto pónico con el diente adyacente no pilar, este diseño impediría que las fuerzas oclusales se tradujeran en movimientos de torsión sobre la prótesis en extensión.

Debe favorecer la correcta higiene por lo que se recomienda un pónico ovoide en contacto con la encía (190), o sea una superficie convexa que tenga un contacto pasivo con el tejido (94). Asimismo, debe evitarse el sobrecontorneado dado que esto favorece la acumulación de placa (127,129,189).

Liu (259) propugnó para un uso más efectivo del hilo dental un pónico ovoide modificado (figura 6-16).

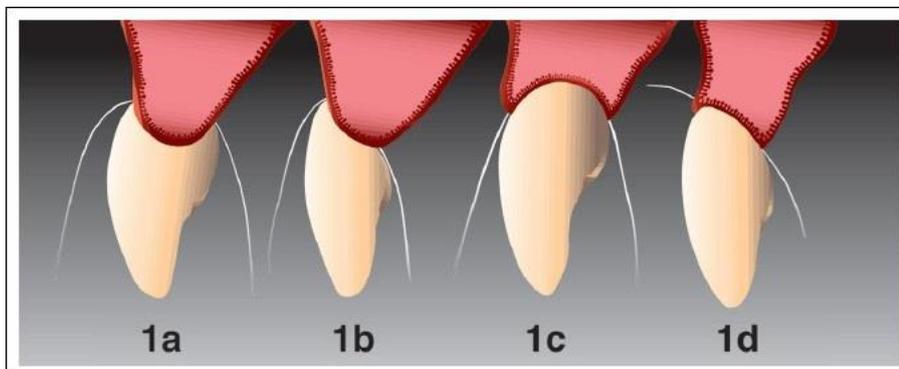


Figura 6-16. Diseños de pónico. 1a: silla de montar. 1b: silla de montar modificada. 1c: ovoide. 1d: ovoide modificado. Uso del hilo dental de forma más eficaz en la cerámica y en el tejido en el caso del pónico ovoide modificado 1d (259).

6.17 Materiales empleados para las prótesis fijas adhesivas

En la década de los años 70 y 80 del pasado siglo se emplearon siempre metales para la confección de las PFA, que fueron metales preciosos al principio y según diseño de Rochette con perforaciones, posteriormente con la aparición del grabado electrolítico pasan a usarse aleaciones de metal base, que abarataban costes y al tiempo permitían menores grosores de retenedor (7,10,115,120,129). Los primeros artículos sobre prótesis fijas adhesivas en extensión fueron sobre estructura metálica (69).

Con el desarrollo de los materiales dentales, a principios de los años 90 y mediante el diseño de dos retenedores y preparación dentaria mínima de 0,5 mm de profundidad para el grosor de porcelana, Kern y cols. (260) publicaron sobre la realización de una prótesis adhesiva de material totalmente cerámico, una cerámica de matriz vítrea infiltrada de alúmina (In-Ceram® de Vita) para la estructura protésica y la que posteriormente se le cargaba cerámica.

Por otra parte el avance en el tratamiento de las superficies y de las técnicas adhesivas fue mejorando su predictibilidad al elevarse los valores de adhesión conseguidos para cada uno de los materiales empleados (1-3,5,99,183,188,231).

Para la obtención de la máxima longevidad en las PFA1R mediante materiales sin metal numerosos autores han propuesto las cerámicas de matriz vítrea como el disilicato de litio o bien las cerámicas policristalinas como la zirconia estabilizada o las zirconias infiltradas habitualmente como estructura y recubiertas con cerámica (69).

6.17.1 Metales, aleaciones metálicas

Si nos atenemos a la definición que de los metales hace la química más del 75% de los elementos químicos conocidos son metales dado que en solución ionizan positivamente dando lugar a iones positivos. Algunos de los que no ionizan positivamente tienen algunas características de los metales por lo que se les denomina metaloides y se emplean para la obtención de aleaciones muy útiles. Si consideramos la opción del metal como la más adecuada para la prótesis debemos partir de la base de que en la prótesis odontológica nunca se emplean metales puros (salvo el titanio), si no que se emplean aleaciones, es decir la unión de dos o más metales o metaloides (99,261).

Respecto a la aleación y dada la total responsabilidad del clínico en este sentido se requerirá del cumplimiento de ciertos requisitos siendo los requisitos clínicos (164,262-264): biocompatibilidad, adecuadas propiedades de adhesión a la porcelana, resistencia al desgaste, fortaleza y resistencia a la flexión, resistencia a la corrosión y a las manchas.

Es importante que si ya hay metales en boca de los que sabemos su composición, sea en forma de prótesis o de restauraciones, sigamos el criterio del monometalismo para la elección del próximo material para evitar fenómenos de electrogalvanismo y corrosiones inesperadas. En esta línea, caso de desconocer la composición de las aleaciones metálicas presentes en la boca sería aconsejable la elección de una solución libre de metal (265,266).

La clasificación propuesta por la Asociación Dental Americana en 1984 propone su clasificación en base al mayor o menor contenido en metal noble de la aleación. Consideramos nobles a aquellos metales que dada su dificultad de oxidación, cuando participan en aleaciones metálicas confieren a éstas un mayor grado de capacidad

anticorrosiva, tanto más cuanto mayor sea el porcentaje en el que participan en la misma. Son considerados metales nobles: el platino, el paladio, el oro, el rodio, el osmio, el rutenio y el iridio (264,267,268).

En base a este criterio se consideran:

- Aleaciones con alto contenido en metal noble, las que contienen más de un 60% de metal noble, estando el oro presente al menos en un 40%. Se caracterizan por gran resistencia a la corrosión, ductilidad y facilidad para el colado (264,267,269).
- Aleaciones nobles, las que tienen al menos un 25% de metal noble, presentan un mayor módulo de elasticidad que las anteriores poseyendo unas buenas propiedades tanto físicas como mecánicas (264,270).
- Aleaciones con un bajo contenido en metal noble, aquellas que presentan menos de un 25% de metal noble (267). A este grupo pertenecen las aleaciones compuestas de cromo-níquel, cromo-níquel-berilio o cromo-cobalto (99,271).

Dado el elevado coste de las aleaciones de metales nobles, a partir de las elevadas subidas de estos metales en los años 80 se introdujeron en odontología las aleaciones de cromo-níquel como sustitutas (272-274) dado que tenían las ventajas de la dureza y la posibilidad de usar grosores muy delgados (275,276). Por contra tenían la complicación técnica en el manejo de las oxidaciones que sufren y ante todo las reacciones de intolerancia y/o alergia al níquel o al berilio de estas aleaciones para técnicos y pacientes. Por eso han ido siendo progresivamente sustituidas por las aleaciones de cromo-cobalto (3,275,276).

Para la confección de PFA, dentro de los metales o aleaciones a elegir serán de elección las aleaciones no nobles dado que aportan (6,173):

- Mayor rigidez. Al ser el tallado mínimamente agresivo en la preparación el grosor es mínimo y ante grosores tan pequeños es imprescindible que el material nos aporte la máxima rigidez para que no haya deformaciones en la prótesis, esta cualidad no la tienen los metales nobles ni las aleaciones nobles.
- Mayor valor de adhesión. En el cementado dan mejor resultado en valores de adhesión las uniones químicas de los cementos de resina con las aleaciones no nobles mediante óxidos superficiales.

Por contra, las aleaciones ricas en metales nobles son de elección a menudo para evitar reacciones inmunológicas o tóxicas. No obstante hay que resaltar que en la publicación de Muris y cols. (277) en 2015 afirmaron que la sensibilización al paladio puede haber sido subestimada y que puede llegar a ser similar a la del níquel. Es importante destacar además que las aleaciones de metales nobles necesitan ser tratadas especialmente para poder adherirse químicamente a los cementos de resina (6,278).

Las aleaciones sin metal noble más ampliamente utilizadas son las de cromo-cobalto aunque también hay aleaciones de níquel-cromo-berilio y cromo-níquel, pero como ya hemos comentado estas dos últimas aleaciones citadas tienen problemas de biocompatibilidad en un porcentaje de la población que oscila de un 8 a un 20% en función del metal, incluso su empleo está prohibido en varios países de la Unión Europea aunque no en nuestro país (99,269,279-282).

La duración en el tiempo y el éxito demostrado por las aleaciones metálicas no nobles las convierten en una elección a considerar y adecuada (1,7,10,283).

Las aleaciones de cromo-cobalto no tienen los problemas de biocompatibilidad señalados para el níquel y otros metales, teniendo

además una línea de precios mucho más asequible que la de las aleaciones de metales nobles (284,285).

Las excelentes cualidades físicas, químicas y de biocompatibilidad de las aleaciones de cromo-cobalto han hecho que actualmente se utilicen mayoritariamente este tipo de aleaciones cuando se elige el metal como material protésico para la PFA. Estas aleaciones presentan una resistencia a la corrosión y una composición que las hacen muy indicadas para el uso clínico (272,276).

Actualmente es una de las aleaciones metálicas más usadas en la odontología actual. En lo referente a su uso concreto en prótesis parcial fija adhesiva podemos destacar las siguientes ventajas (9,272):

- Es el material del que disponemos más datos clínicos a largo plazo con buenos resultados.
- Permite la práctica mínimamente invasiva dado que se puede trabajar con grosores muy reducidos.
- Permite un recementado fácil.
- Permite hacer el diseño con un solo retenedor.
- Alto módulo de elasticidad.
- Con una preparación dentaria más extensa aumenta la predictibilidad a largo plazo.

Entre los inconvenientes más destacados tenemos (9,272):

- Estética media.
- Menos aceptado por los pacientes al ser metal.
- Limitaciones de diseño del retenedor en cuanto a su extensión hacia incisal.

Las aleaciones de cromo-cobalto contienen una cantidad de cobalto superior al 60% y de cromo superior al 13% junto a otros metales o metaloides en función de la aleación y tipo de cromo-

cobalto a utilizar dado que actualmente está aleación la podemos encontrar bajo diferentes presentaciones para su manufactura. Puede presentarse en forma de pastillas para colar, en forma de bloque para fresar, en polvo para su sinterización por láser o bien en forma de bloque-presinterizado para ser fresado en seco y finalmente sinterizado (286).

6.17.1.1 Cromo-cobalto colado

Realizada por primera vez en 1907 por Taggarten, esta clásica técnica se mantiene aún día en vigor con las aleaciones tradicionales dado que aunque se probó a enriquecerla en metales nobles esto no aumentaba su resistencia a la corrosión (287). Una resistencia que por otra parte es muchísimo más baja que la de la aleación de cromo-níquel usada durante decenios en odontología (288).

6.17.1.2 Cromo-cobalto para fresar

Es un proceso de fabricación consistente en la sustracción o eliminación de la aleación partiendo de un bloque inicial de cromo-cobalto sólido y que es fresado conforme a un diseño CAD preparado previamente (286).

6.17.1.3 Cromo-cobalto para fresar en seco

Es un proceso de fabricación CAD/CAM y por lo tanto se plantea como una alternativa al resto de estos sistemas. Al igual que en los otros sistemas CAM/CAM en que se procede a un fresado consistente en la sustracción o eliminación de la aleación partiendo de un bloque inicial de cromo-cobalto, aquí tenemos la particularidad de que este bloque está presinterizado. Esta particularidad influye en la dureza del bloque y esto permite el empleo de fresadoras de sobremesa y el fresado en seco de restauraciones de cromo-cobalto sin necesidad de refrigeración. La consistencia que presenta el material pre-sinterizado

es similar a la tiza. Una vez finalizado el fresado de la restauración, la consistencia final se adquiere mediante un horno especial que sinteriza la estructura fresada bajo atmósfera de gas argón obteniéndose finalmente una estructura cristalina muy homogénea (289) .

6.17.1.4 Cromo-Cobalto para sinterizar

En 1986 Deckard inventa el proceso denominado sinterización selectiva por láser consistente en la aportación o adición de un material por capas sucesivas, una vez añadida una capa el material necesita la acción del láser que provoca su transformación y la adición de una nueva capa de material a la capa anterior. Se trata de un procedimiento de fabricación totalmente digitalizado que parte de la información de un sistema CAD 3D. Así pues la fabricación en este caso consiste en un proceso de transformación por adición. En el cromo-cobalto sinterizado el grosor de las capas que se han utilizado son de 20 μ y la unión efectiva entre las diferentes capas se realiza mediante un láser de CO₂ y fibra óptica. El láser de CO₂ se activa sólo allí donde existe espesor de material y gracias al calor generado por el láser el polvo de cromo-cobalto alcanza su temperatura de fusión uniéndose una capa con la anterior hasta acabar de construir la pieza completa. Una vez fabricada la estructura de cromo-cobalto se separa de la estructura de soporte y se realiza el pulido del metal de forma tradicional (290,291) .

El polvo de cromo-cobalto que se utiliza en el sistema de sinterización se obtiene mediante un proceso consistente en atomizar cromo-cobalto fundido a gotas de un diámetro no mayor de 50 μ m con un chorro de gas de nitrógeno o argón a alta presión. En el proceso de sinterizado por láser la cantidad de material utilizado viene determinado por el peso del trabajo elaborado. Además el polvo que no se ha utilizado puede utilizarse nuevamente lo que representa

una ventaja respecto al sistema de fresado. Podemos citar también como ventaja que la técnica de fresado obliga a realizar los trabajos uno a uno mientras que con el sistema de sinterización, permite poner en una misma plataforma hasta 50 elementos, lo que reduce ostensiblemente de forma porcentual el tiempo utilizado por cada una de las piezas (290) .

6.17.2 Materiales cerámicos y similares cerámicos

El término cerámica proviene del griego "keramiké" (hecho de arcilla) y está relacionado con un término sánscrito que significa "tierra quemada" dado que la base de fabricación eran tierras arcillosas (59,292).

Se define a las cerámicas como materiales inorgánicos, no metálicos, fabricados por el hombre mediante el calentamiento de cristales a temperaturas elevadas y siendo su composición básica la que corresponde a las porcelanas feldespáticas convencionales, que poseen sílica (SiO_2), feldespato de potasio (K_2O , Al_2O_3 , 6SiO_2) y/o feldespato de sodio (Na_2O , Al_2O_3 , 6SiO_2) y en menor proporción caolín (4%), cuya principal función es unir las partículas. Al mezclarse con agua, el caolín se hace pegajoso y ayuda a mantener juntas las partículas de porcelana húmedas, enriqueciendo la fase vítrea. A partir de esta composición básica podemos encontrar una gran variedad de cerámicas con diferentes características mecánicas y ópticas (292-294).

Su estructura es cristalina, mostrando una disposición periódica regular de los átomos componentes, y pueden presentar un enlace iónico o covalente. Aunque la cerámica puede ser muy resistente frente a las fuerzas de compresión, también son extremadamente frágiles ante la flexión. Esto contrasta con los metales que tienen capacidad de flexión (ductilidad) (59).

Desde la primera introducción de la porcelana fundida sobre metal a principios de los años 60 en forma de feldespatos y la introducción por John Mc Lean de la porcelana de alúmina a mediados de la década de los años 60, la innovación en estos materiales ha sido constante aunque siempre la cerámica iba apoyada sobre una estructura metálica dadas sus características de fragilidad (295,296). Sin embargo, esta estructura subyacente metálica influía negativamente en la translucidez y en una óptima estética por lo que en los últimos 20 años se ha priorizado en obtener diferentes tipos de restauraciones cerámicas, tanto en su forma de producción como en sus características de resistencia mecánica y que permitieran así realizar restauraciones totalmente libres de metal (58,293).

En el 2007, Conrad y cols. a modo de guía ante la gran variedad de materiales cerámicos ya existentes, hicieron una síntesis de los materiales cerámicos existentes recopilándolos en función de su supervivencia, estética, capacidad de ajuste, forma de cementación e indicaciones clínicas (243). En ese mismo año Griggs, establece una clasificación sencilla basada en el método de fabricación y supervivencia de las restauraciones cerámicas, distinguiendo 4 grupos (297).

Otras clasificaciones en base a su composición microestructural y su sistema de procesado se publicaron en 2009 por McLaren y cols. (298) , y en 2010 por Giordano y cols. (59) y Denry y Holloway (58).

Una clasificación conforme al contenido en partículas de vidrio y que correlaciona con el resultado estético y resistencia de la restauración totalmente cerámica es la que llevaron a cabo Kelly Benetti en 2011 (42).

Se propusieron múltiples sistemas de clasificación de las cerámicas basados en sus distintos aspectos: indicaciones clínicas, composición, método de fabricación, capacidad de ser grabadas,

temperatura de procesado o sinterización, microestructura, resistencia a la fractura, a la abrasividad y translucidez. Estas clasificaciones normalmente han resultado imprecisas cuando no incompletas, poco prácticas, confusas, demasiado generales y poco prácticas para el clínico. Paralelamente la tecnología actual ha permitido ya modificar las indicaciones de uso y posibilidades restauradoras de algunas cerámicas vítreas mediante el relleno de partículas o bien obtener materiales cerámicos con una microestructura basada en una matriz de resina altamente rellena de partículas de cerámica. Las clasificaciones no se ajustan pues a la gran cantidad de materiales existentes en la odontología actual que el dentista debe conocer para poder elegir el material más adecuado al tratamiento restaurador elegido. Las clasificaciones citadas han ido quedando desfasadas en el tiempo (42,49,50,59,60,299-301).

Precisamente estos materiales de matriz de resina altamente cargados en cerámica han sido recientemente codificados como cerámicas por la Asociación Dental Americana (ADA) al considerar que tienen propiedades de tipo cerámico (302).

Gracis y cols. (60) por este motivo en 2015 propusieron un nuevo enfoque para la clasificación de los materiales de restauración cerámica, basándose en su formulación y propusieron 3 grandes familias de productos (figura 6-17):

- **Cerámicas con matriz vítrea (vitrocerámicas):** materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen una fase cristalina.

Se dividen en 3 subgrupos: Cerámicas feldespáticas naturales, cerámicas sintéticas y cerámicas vítreoinfiltradas.

- **Cerámicas policristalinas:** materiales cerámicos no metálicos e inorgánicos que no contienen fase cristalina.

Se dividen en cuatro subgrupos: alúmina, zirconia estabilizada, zirconia endurecida con alúmina y alúmina endurecida con zirconia (en desarrollo actualmente).

- **Cerámicas de matriz de resina:** matrices poliméricas que contienen predominantemente componentes refractarios inorgánicos que pueden incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas.

Se dividen en diversos subgrupos conforme a su composición: resina nanocerámica, cerámica vítrea con interpenetración de matriz de resina y cerámica de zirconia-sílice con interpenetración de matriz de resina.

ESTADO DE LA CUESTIÓN

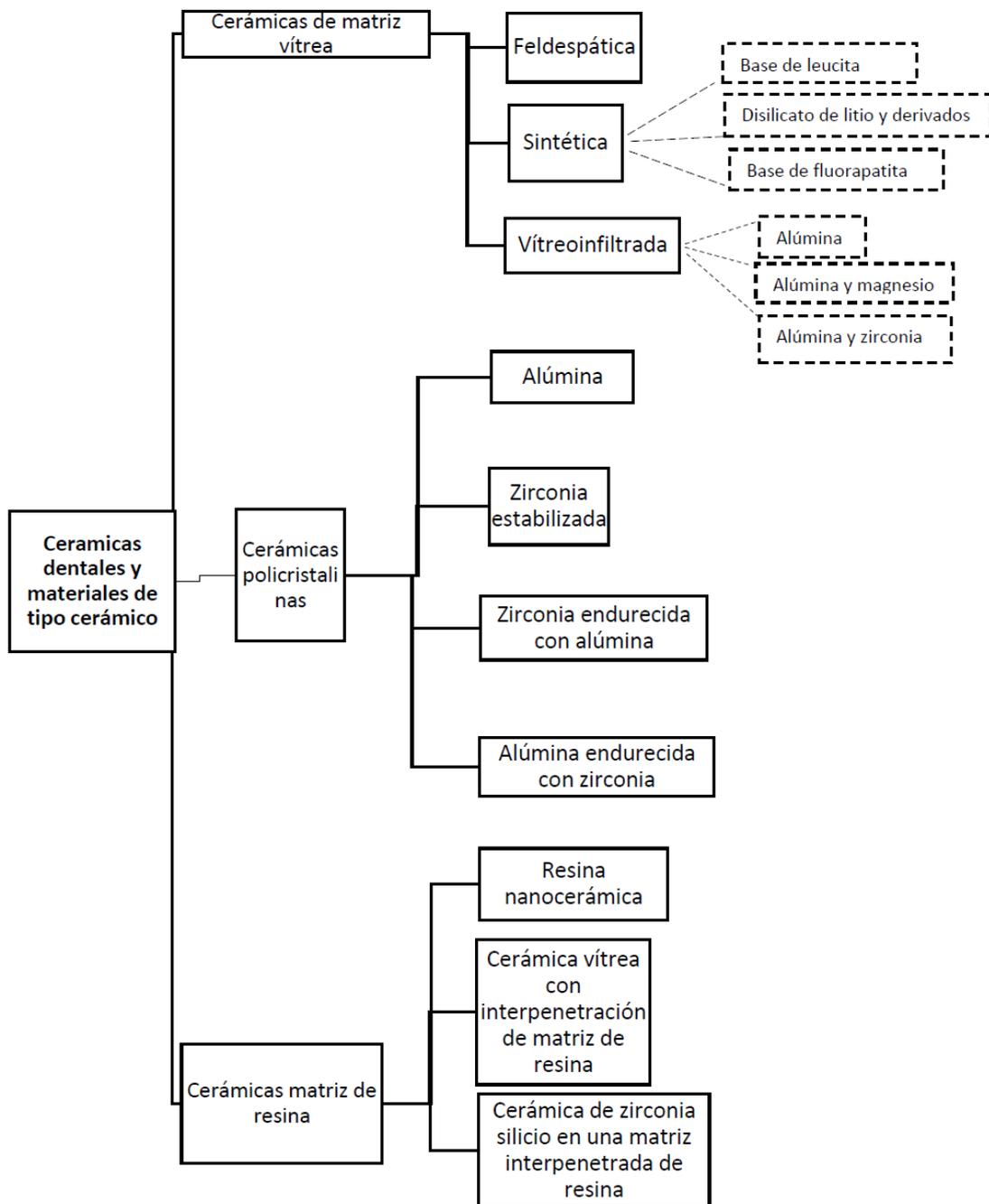


Figura 6-17. Nomenclatura de los materiales cerámicos y los nuevos similares cerámicos realizada por Gracis (60).

6.17.2.1 Cerámicas de matriz vítrea

Encontramos 3 grupos: las feldespáticas, las sintéticas y las vítreo-infiltradas

6.17.2.1.1 Feldespáticas

Las cerámicas de matriz vítrea feldespática fueron las primeras porcelanas de uso dental con prácticamente la misma composición que la de las cerámicas artísticas aunque actualmente constan de un magma de feldespato (de origen natural, aluminosilicatos de sodio y potasio) con partículas dispersas de cuarzo y caolín (este último de forma residual, componente para aportar plasticidad para el manejo previo a la cocción). En el horno el potasio feldespato forma cristales de leucita (fase cristalina) (50,60). Según la cantidad de potasio feldespato no sólo aumentan la fuerza intrínseca de la restauración, sino también convierte a la porcelana en adecuada para el recubrimiento de estructuras de metal (164,292).

Entre sus ventajas como material de recubrimiento podemos citar (9): biocompatibilidad, estética excelente, poca acumulación de placa.

Como inconvenientes (9): Coste de laboratorio elevado, riesgo de fracaso elevado por fractura, pronóstico dudoso a largo plazo, se requiere más grosor y por tanto implica ser menos conservador, si se pretende ser conservador se obtiene una prótesis voluminosa.

En lo referente a la PFA estas cerámicas dadas su gran fragilidad si no descansan firmemente sobre una base o estructura se utilizan únicamente como material de recubrimiento sobre la aleación de metal (o núcleo de cerámica resistente) (50,60,303).

6.17.2.1.2 Sintéticas

Para seguir siendo menos dependiente de los recursos naturales de las materias primas y sus variaciones inherentes, la industria cerámica desarrolló materiales sintéticos y al mismo tiempo generó porcelanas feldespáticas reforzadas sintéticas para mejorar las propiedades mecánicas y su uso como un material de la estructura.

Cuando se utilizan como un material de recubrimiento estético en las estructuras de cerámica, estos materiales se modifican para que coincida con el coeficiente de expansión térmica de las respectivas estructuras que vayan a servirles de soporte(60).

- Cerámica de matriz vítrea sintética a base de leucita

Sus fases vítreas se pueden combinar con cristales de apatita, además de leucita para compatibilizar su dilatación térmica con los metales y para mejorar la resistencia. Equivale a una porcelana feldespática pero de alta resistencia por la incorporación de los microcristales dispersos en la matriz vítrea.

Es el caso de Case de Finesse® AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress® I (Ivoclar Vivadent), IPS d.Sign® (Ivoclar Vivadent), Cerabien ZR (Kuraray Noritake) (50,60).

- Cerámica de matriz vítrea sintética de disilicato de litio y derivados.

Es una porcelana feldespática de alta resistencia reforzada con cristales de disilicato de litio y ortofosfato de litio. Demuestra propiedades mecánicas mejoradas para su uso como inlays, onlays, coronas y prótesis de tres piezas dentales fijas en la región anterior en cualquiera de sus versiones IPS Empress 2, IPS e.max® Press, IPS e.max® (Ivoclar Vivadent) (60). Para el acabado estético final y refiriéndose al Empress II según Martínez Rus (50) en su publicación de 2007 deben recubrirse

con cerámica feldespática, los materiales de disilicato de litio existentes en aquel momento lo requerían, actualmente hay bloques que permiten la elección de diferentes grados de translucidez y la obtención de excelentes resultados estéticos mediante la técnica de monobloque. Otros ejemplos: Suprinity (Vita); Celtra Duo (Dentsply) (60).

Conrad (243) afirmaba en 2007 que IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) es una cerámica de vidrio de disilicato de litio con altas prestaciones estéticas y que puede ser utilizado para carillas y coronas parciales dado que su resistencia a la flexión era de aproximadamente 400 MPa, por lo que estaba indicado para las PFA anteriores. Waltimo y Könönen (207) en 1993 habían reportado una fuerza oclusal máxima media en la región anterior de alrededor de 300 N, en base a este dato las propiedades de IPS e.max® Press excedían la fuerza requerida para el sector anterior. Incluso en el estudio *in vitro* de Stappert y cols. (304) en 2007 IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) mostró una resistencia a la flexión de hasta 600 MPa.

Deben considerarse muchos factores, el dióxido de litio aporta una translucidez y una naturalidad superior a la del zirconio (305,306).

Bissasu y Al-Houri, ante la ausencia de 2 laterales superiores realizan el tallado vestibular de 11 y 21 realizando la prótesis mediante 2 prótesis en extensión para el 12 y para el 22, mediante sistema monolítico en IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) y limitándose a un maquillaje y glaseado de los pónicos para optimizar el resultado estético final (88).

Kern y cols. en 2012 publicaron un seguimiento a 10 años de prótesis adhesiva de dos retenedores, realizados en disilicato de

litio monolítico IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) con 100% de éxito a los cinco años y 88% a los 10 años (253).

La opción de cargar cerámica feldespática sobre el disilicato de litio siempre es posible cuando se requiere conseguir una elevada estética, como puede darse en los casos del maxilar superior. Esta es la opción que escogieron Sun y cols. (182) que en 2013 publicaron un estudio *in vivo* sobre un seguimiento a 5 años de 35 prótesis en extensión en maxilar superior e inferior haciendo la estructura en IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent), dejaron intacta y solo pulida la superficie lingual del retenedor y recubrieron con cerámica feldespática el pónico, en el período de control tuvieron 100% de éxito.

Como principal ventaja podemos destacar la alta resistencia y como inconveniente que requiere unas dimensiones de conector mínimas que varían según los autores, Sailer considera que debe ser de al menos 16 mm² en el sector anterior (183), Attal y cols., Sun y cols. , Kern y cols. Entre otros autores consideran adecuado 12 mm² (69,182,253).

Podemos destacar como ventajas del disilicato de litio para hacer prótesis adhesiva en extensión su excelente cementación, estética y perfecta biocompatibilidad (69).

- Cerámica de matriz vítrea sintética reforzada con fluorapatita

Es una cerámica para emplear como cerámica de recubrimiento. Concretamente IPS e.max® ZirPress (Ivoclar Vivadent) son pastillas de cerámica de vidrio de fluorapatita para la técnica de inyección sobre estructuras de óxido de circonio IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) (307).

6.17.2.1.3 Vítreo infiltradas

- Cerámica de alúmina y lantano

Introducida en 1989 el primer material de este tipo fue In-Ceram® Alúmina (Vita) que se fabrica mediante una suspensión densa de Al_2O_3 que se sinteriza en un molde refractario formándose un esqueleto poroso de partículas de alúmina con la forma adecuada (técnica del *slip-casting*), seguidamente en una segunda cocción mediante la técnica de infiltración de vidrio especial de lantano se consigue aumentar su grado de resistencia. Se emplea como material de estructura y por su opacidad requiere de porcelana de recubrimiento (60,308)

- Cerámica de alúmina y magnesio

La cerámica In-Ceram® Spinell (Vita) surgió en el mercado en 1994 y se procesa de una manera similar, pero el vidrio se infiltró en un núcleo de aluminato de magnesio ($MgAl_2O_4$) poroso producido sintéticamente. Es bastante translúcida (60,309).

- Cerámica de alúmina y zirconia

In-Ceram® Zirconia (Vita) se considera una modificación del sistema de In-Ceram® Alúmina (Vita), diferenciándose en que presenta una adición de un 35% de óxido de zirconia estabilizada a fin de aumentar la resistencia de la cerámica. El material se considera opaco y tiene poca translucidez limitándose su uso para coronas posteriores (60,164,310). El uso de esta clase de materiales ha disminuido progresivamente en detrimento a la creciente popularidad del disilicato de litio y óxido de zirconio, y en particular para la fabricación CAD/CAM (60).

6.17.2.2 Cerámicas policristalinas

La principal característica de las cerámicas de este grupo es que tienen una estructura cristalina de grano fino que proporciona gran fuerza y resistencia a la fractura, pero que al tiempo provoca cierta opacidad. Las cerámicas policristalinas son difíciles de grabar con ácido fluorhídrico por lo que se requieren tiempos de grabado más largos o temperaturas más altas. El estudio de Sriamporn y cols. (311) en 2014 concluye que 9.5% HF a 80°C durante 1 m o a 25 °C durante 1 h crean una superficie rugosa homogénea (60).

6.17.2.2.1 Alúmina

Este material está constituido por Al_2O_3 (99,5%). Introducido a mediados de la década de 1990 por primera vez por Nobel Biocare como un material básico para la fabricación de CAD/CAM. Debido a su elevado módulo elástico puede provocar con facilidad la rotura de sus cofias. Esta tendencia a la fractura de las cofias y la introducción de materiales con propiedades mecánicas mejoradas, como las que aporta la zirconia estabilizada, ha provocado un menor empleo de este material (60,312) . Ej. Procera® AllCeram (Nobel Biocare); In-Ceram® AL (Vita) (60).

6.17.2.2.2 Zirconia estabilizada

Los materiales que pueden tener más de una estructura cristalina se llaman alotrópicos y la zirconia pura se puede encontrar bajo tres formas alotrópicas: monoclinica, tetragonal y cúbica. La forma estable a temperatura ambiente de ± 25 °C es la monoclinica (ZrSiO_4 en su forma sintética) y tiene una estructura cristalina hexagonal compacta. A 1170 °C la zirconia monoclinica se transforma a una estructura tetragonal que es estable hasta los 2370 °C punto en el cual se transforma en una forma cúbica. La forma cúbica queda estable hasta la temperatura de fusión de 2680 °C (60,313,314).

La transformación de tetragonal a monoclínica produce una expansión que aporta una gran resistencia a las fuerzas de corte o cizalla, así como por un aumento del volumen del 4%. Los componentes cerámicos hechos de zirconia pura suelen fracturarse al bajar su temperatura cuando la zirconia se transforma de tetragonal a monoclínica. Este aumento de volumen se traduce en un gran incremento en la resistencia a la fractura del material por lo que la utilización práctica del endurecimiento que provoca esta transformación requiere que las fases tetragonal o cúbica deban estabilizarse a temperatura ambiente mediante la aleación del zirconia pura con óxidos tales como óxido de itrio (Y_2O_3), óxido de magnesio, óxido de calcio u óxido de cerio. Estos elementos estabilizan total o parcialmente cualquiera de estas fases, sea la tetragonal o sea la cúbica, aún a temperatura ambiente (314,315).

Se ha propuesto una clasificación de la cerámica de óxido de zirconio conforme a su microestructura, es decir: zirconia estabilizada completamente (FSZ), zirconia parcialmente estabilizada (PSZ), y policristales de zirconia tetragonal (TZP) (316).

En la FSZ, la zirconia estabilizada con itria está en su forma cúbica y la zirconia contiene hasta 8% mol de óxido de itrio Y_2O_3 . En la PSZ, la zirconia está formada por partículas tetragonales o monoclónicas de tamaño nanométrico en una matriz cúbica. Los TZP son materiales monolíticos principalmente de la fase tetragonal estabilizada, más frecuentemente con itria o ceria. Las zirconias dentales son todas del tipo TZP, más comúnmente Y-TZP, o sea estabilizada con óxido de itrio, ya que esta forma de zirconia tras la mecanización y la sinterización tiene mayor resistencia a la fractura (60,317).

La cerámica de zirconia se ha venido empleando como un material para estructuras protésicas y para ser recubierta de

cerámica pero, actualmente también se puede utilizar en forma monolítica. Pueden hacerse en estructuras monocromáticas o bien pueden colorearse previamente a la sinterización mediante sistema de infiltración. Existe una tendencia creciente a utilizar bloques CAD/CAM policromáticos e incluso con variaciones de color de la dentina al esmalte, al igual que con diferentes tipos de translucidez. Ej.: Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare); Lava™ Plus (3M ESPE); In-Ceram® YZ (Vita); Katana Zirconia ML (Noritake); Cercon ht (Dentsply); Prettau Zirconia (Zirkonzahn); IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) (60).

6.17.2.2.3 Alúmina endurecida con zirconia (ATZ).

Debido a que la zirconia generalmente permanece estabilizada parcialmente en la fase tetragonal y la alúmina presenta una dureza moderada, hay una tendencia al desarrollo de alúmina-óxido de zirconio, (zirconia endurecida con alúmina ZTA) o bien óxido de zirconio-alúmina (alúmina endurecida con zirconia ATZ) (317)

6.17.2.2.4 Zirconia endurecida con alúmina (ZTA)

Las ventajas de estos materiales compuestos cuando se comparan con Y-TZP (zirconia estabilizada normal) son la resistencia a la degradación a bajas temperaturas, resistencia a la fractura (318,319) y más del doble de resistencia a la fatiga cíclica (320).

Las ventajas de ATZ y ZTA para hacer PFA1R son (69): buenas propiedades mecánicas, fractura de la conexión poco probable, buena estética, excelente biocompatibilidad, recementado posible en caso de descementado, grosor de retenedor reducido comparativamente a otros materiales cerámicos.

Inconvenientes de ATZ y ZTA para hacer prótesis adhesivas en extensión (69): sólo puede realizarse mediante sistema mecanizados, la cementación es muy específica con unos protocolos muy estrictos,

las limitaciones adhesivas que hacen que los fallos se den por descementado.

6.17.2.3 Cerámicas con matriz de resina

Esta categoría comprende aquellos materiales con una matriz orgánica altamente cargada con partículas de cerámica. La presencia de una matriz orgánica teóricamente debería excluirlos de la clasificación tradicional dada a las cerámicas, es decir "aquellos materiales inorgánicos no metálicos generalmente procesados por la acción de una alta temperatura para conseguir propiedades deseables." (292). Sin embargo, las cerámicas con matriz de resina se consideran actualmente como cerámicas debido a la versión 2013 del Código de la ADA (Asociación Dental Americana) referido al Código de procedimientos dentales y nomenclatura que define el término de cerámica como "materiales inyectados, cocidos, tallados o fresados que contengan materiales refractarios predominantemente inorgánicos incluyendo porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas" (60).

Los materiales que veremos a continuación encajan pues en esta categoría debido a que están compuestos predominantemente (>50% en peso) por compuestos inorgánicos refractarios, con independencia de la presencia de una fase orgánica menos predominante (polímero). Los fabricantes sugieren una amplia gama de indicaciones para estos materiales en odontología restauradora dado que: son materiales que se asemejan más al módulo de elasticidad de la dentina que las cerámicas tradicionales, son materiales más fáciles de fresar y ajustar que las cerámicas de matriz vítrea sintética como el disilicato de litio o las policristalinas, y permiten una fácil reparación o modificación de las restauraciones con composite (60).

La composición de las cerámicas de matriz de resina varía sustancialmente de un producto a otro. Existen formulaciones específicas para CAD/CAM. Actualmente las cerámicas de matriz de resina se pueden dividir en varias subfamilias conforme a su composición inorgánica(60).

6.17.2.3.1 Resina nanocerámica

Este material consiste pues en una resina reforzada basada en partículas de nanocerámica con óxido de circonio y nanopartículas de dióxido de silicio, un polímero de cerámica, en presentación para procesado CAD-CAM que consiste en 80% de su peso en cerámica y un 20% nanotecnología de resina que le confiere especiales características de flexibilidad y resistencia a la fractura.

La combinación de nanopartículas de sílice (diámetro 20 nm), de nanopartículas de óxido de circonio (4 a 11 nm de diámetro), y de nanoacumulaciones de zirconia-sílice (agregados unidos de nanopartículas), reducen el espacio intersticial de las partículas de carga, lo que permite este contenido de nanocerámica (321). Entre sus ventajas más destacables podemos citar que son bloques fresables para CAD/CAM, es un material que no facilita la acumulación de placa, posee una elasticidad similar a la dentina con una flexibilidad de unos 200 MPa y una densidad de 2,1 gr/cm³, es reparable con composite, excelentes propiedades ópticas y de pulido, una serie de características que lo hacen indicado para la fabricación de coronas de cobertura completa, coronas sobre implantes, incrustaciones, onlays y carillas (322-325).

Sin embargo, y en contraposición al párrafo anterior en lo relativo a indicaciones de uso hay que destacar que el material ya no se considera indicado para coronas, solamente se indica actualmente para carillas o incrustaciones. En junio 2015 se retiró la indicación para coronas al haberse registrado problemas de fracturas que iban

constatándose ya a nivel bibliográfico (323,326). Shepke y cols., en un estudio *in vivo* sobre 50 coronas de resina nano cerámica (Lava™ Ultimate, 3M ESPE) atornilladas sobre pilares de zirconia personalizados sobre implantes y seguimiento a un año procedieron al cementado de las mismas por medio de cemento de resina RelyX™ Ultimate (3M ESPE) en combinación con Scotchbond™ universal (3M ESPE) y siguiendo estrictamente las recomendaciones del fabricante. Concluyeron que las coronas de este material tenían un mal pronóstico pues a pesar de no haberse perdido ningún implante la tasa de supervivencia sin problemas solamente había sido de un 14%, siendo el principal fallo observado la descementación en un 80% de los fallos, produciéndose una fallo de adhesión al zirconio (327). Estos autores en su artículo ya recogen las recomendaciones del fabricante en cuanto a no usar este material para prótesis parciales fijas e indican que el material no es aconsejable usarlo en zonas de elevadas fuerzas oclusales (256).

En la misma línea Joda en una publicación sobre coronas monolíticas de Lava™ Ultimate CAD/CAM cementadas con cemento de resina sobre 3 diferentes marcas de pilares de titanio sobre implantes, concluye que estas coronas constituyen una buena opción protésica dado su comportamiento ante las fuerzas oclusales simuladas en laboratorio (325). Magne en un estudio *in vitro* con termociclado y simulación de carga sobre 3 diseños de coronas en resina nano cerámica para dientes endodonciados (endocoronas) concluye que todos los diseños sobrevivieron a las fuerzas normales de la masticación (328). Weyhrauch y cols. en otro estudio *in vitro* analizan 575 coronas de 7 diferentes sistemas cerámico monolíticos: Vita Mark II (Vita), Ivoclar Empress CAD (Ivoclar Vivadent), Ivoclar e.max® CAD (Ivoclar Vivadent), Vita Suprinity (Vita), Vita Enamic (Vita), Lava™ Ultimate Restorative (Vita), Celtra Duo (Dentsply). Se cementaron sobre pilares de titanio que fueron sometidos a

termociclado y posteriormente a carga estática. Concluyeron que a pesar de que las coronas de zirconio demostraron mayor resistencia a la fractura, en el resto de materiales empleados no había diferencias estadísticamente significativas en los resultados obtenidos (329). Ej.: Lava™ Ultimate Restorative (3M ESPE) (60).

6.17.2.3.2 Cerámica vítrea en una matriz de resina interpenetrada

En este material se compone de una red dual donde la relación de polímero a feldespatos de cerámica es de aproximadamente 86:14 % en peso y 75% en volumen. Se compone de una red dual). La composición específica de la parte de cerámica es 58% a 63% de SiO₂, 20% a 23% de Al₂O₃, 9% a 11% de Na₂O, 4% a 6% K₂O, 0,5% a 2% de B₂O₃, menos de 1% de Zr₂O y CaO. La red de polímero se compone de dimetacrilato de uretano (UDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA)(60).

Se ha indicado para coronas, inlays, onlays y carillas y está contraindicado para prótesis parcial fija y en pacientes con hábitos parafuncionales. Presenta como ventajas que puede ser fresado en grosores delgados, que posee un alto módulo de elasticidad, que las restauraciones pueden ser retocadas con fresas de diamante y que se requiere un menor tiempo de fresado (256). Ej. Enamic (Vita)(60).

6.17.2.3.3 Cerámica de zirconia-sílice en una matriz de resina interpenetrada

Estas cerámicas fueron introducidas en el año 2000. Un ejemplo es el compuesto de 85% de contenidos inorgánicos (partículas de cerámica de zirconia-sílice ultrafinas esféricas de 0,6 µm) y 15% de una matriz orgánica de bisfenol A metacrilato de glicidilo (Bis-GMA), TEGDMA y un sistema iniciador ternario. Entre sus indicaciones están inlays/onlays, coronas y carillas. Destacan las siguientes ventajas: fácil acabado y pulido, se puede ajustar fácilmente en boca, menor

desgaste de los dientes opuestos (256,321,327). Ej.: MZ100 Block (3M ESPE), Paradigm MZ-100 bloques (3M ESPE)(60,327).

6.17.3 Composite reforzado con fibra de vidrio

Dentro de la odontología adhesiva y mínimamente invasiva se ha propuesto como alternativa para las prótesis adhesivas la utilización de composites con refuerzos de fibra de vidrio (330-333), La fibra de vidrio como material ya venía siendo utilizada exitosamente para la ferulización en los tratamientos de ortodoncia (334) y en la prótesis completa y removible a modo de refuerzo interno para la resina acrílica (335,336).

Dadas las características del composite y la fibra de vidrio destacan las siguientes ventajas: estética muy aceptable, buena adhesión, coste reducido, posibilidad de fabricación directamente en boca y fácil de reparar (3,9).

Por el contrario, el sistema de fabricación y algunas de las características de la fibra y el composite hacen que esta opción presente los siguientes inconvenientes: pronóstico dudoso a largo plazo, fractura de la estructura que es difícil de reparar, desgaste y cambio color del composite que provoca una estética inestable en el tiempo, se requiere una preparación más amplia y es una prótesis más voluminosa, pues requiere mayor espacio en grosor (1-2 mm) (3,9) .

Heumen y cols. en un seguimiento de 60 PFA para el sector anterior realizadas a 52 pacientes en laboratorio (técnica indirecta) reportó una tasa de supervivencia del 64% a los cinco años, tiempo que duró el estudio (332), en coincidencia con estos resultados diversos estudios longitudinales informaron de fracasos del 5-40% en períodos de seguimiento de hasta 4 años (337-340).

La revisión sistemática realizada por Jopkstad y cols. en 2004 concluyó que aun teniendo potencial de cara al futuro, esta combinación de materiales, dada la disparidad de resultados y evidencia científica debía ser considerada como experimental (330).

Posteriormente la revisión de van Heumen y cols. en 2009, aunque apuntó tasas de supervivencia mayores (del 74% a los 4 años), acabó concluyendo que existía una gran variabilidad y factores diferentes en todos los estudios realizados hasta entonces por lo que se hacía evidente la necesidad de nuevos ensayos clínicos bien diseñados y que no se podían contemplar actualmente estas restauraciones protésicas como restauraciones permanentes o a largo plazo (341).

Una publicación reciente de Keulemans y cols. (186) en 2015 sobre un análisis de un modelo tridimensional de elementos finitos quiso evaluar la influencia de diferentes materiales estructurales en el comportamiento biomecánico de PFA1R para la sustitución de un lateral superior. Se manejaron 4 diferentes materiales: composite híbrido (Filtek™ Z250, 3M ESPE, MN, USA) reforzado con fibra (EverStick® C&B, StickTech Ltd. Turku, Finland) y realizado directo en boca, composite híbrido (Estenia™ C&B, Kuraray medical Inc., Tokyo, Japan) reforzado con fibra (Estenia™ C&B EG fiber, Kuraray medical Inc., Tokyo, Japan) técnica indirecta (laboratorio), aleación de oro Au-Pd alloy (Olympia; J.F. Jelenko, Armonk, NY, USA), cerámica de disilicato de litio (IPS Empress® 2; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y zirconia (In-Ceram® Zirconia, Vita, Bad Säckingen, Germany). Cerámica de recubrimiento feldespática (Creation, Klema, Meiningen, Austria). Se concluyó que las PFA de composite reforzados con fibra, tanto de técnica directa como indirecta, tienen mejor respuesta biomecánica que el resto de materiales del ensayo.

6.18 Sistemas de fabricación de las prótesis fijas adhesivas

Las PFA pueden ser fabricadas mediante diferentes sistemas y tecnologías desde las técnicas más tradicionales hasta las más innovadoras.

6.18.1 Técnicas de sustitución a la cera perdida

Se trata del clásico modelado de un patrón de cera que posteriormente se transformará mediante técnica de colado y centrifugadora. Habitual para los metales pero también existe actualmente la opción para algunas cerámicas. En el caso de las cerámicas se pueden colar y centrifugar de forma habitual (caso de Dicor o Cerapearl) o bien proceder a un sistema de inyección por presión (caso de IPS Empress I y II, IPS e.max® Press o Finesse), bien sea para una cofia interna o bien para una restauración completa monolítica si las características del material lo permiten, es un sistema basado en la transformación (243,342).

6.18.2 Sistema CAD-CAM (Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing)

Se basa en diseñar y procesar mediante un ordenador la prótesis. Básicamente el sistema consta de 3 pasos (342,343):

- Escaneado de la preparación dentaria realizada.
- Diseño virtual de la restauración.
- Fabricación de la restauración mediante un sistema de sustracción de un bloque del material elegido.

6.18.3 Técnica de sinterización

Así como la tecnología de CAD-CAM se basa en un sistema de sustracción de material mediante fresado la sinterización es un

proceso inverso que implica la adición de material, capa por capa hasta la obtención del producto final, lo que representa entre otras ventajas un importante ahorro de material. Consiste en un sistema de transformación y es una técnica empleada para porcelanas o bien metales basada en una condensación por capas que puede realizarse de diferentes formas. Así por ejemplo, la sinterización del cromo-cobalto por láser de CO₂ se basa en que mediante el calor generado por el haz de láser se produce la sinterización o fusión de cada una de las capas del polvo de cromo-cobalto. Esta tecnología aplicada a la odontología permite la confección de piezas y detalles pequeños de hasta 20 µm, con geometría compleja y con un tiempo de fabricación muy reducidos (243,342,344-347).

6.19 Cementación de las prótesis fijas adhesivas

Como indicábamos en un apartado anterior los cementos deben aportarnos: una buena retención, sellado marginal y ausencia de solubilidad en el medio oral y buenas propiedades físicas (resistencia a la compresión y a la tensión) (173). Pero a fecha de hoy y a pesar del enorme avance en la ciencia de los materiales dentales, el éxito clínico a largo plazo de la PFA, tal como nos apunta la literatura científica, no es proporcionado exclusivamente por el cemento de unión (6,97,214,240,348,349). No obstante las mejoras en los resultados a largo plazo con las PFA están principalmente relacionadas con las nuevas técnicas de cementación. La adhesión obtenida se basa tanto en la retención micromecánica como en las interacciones químicas con el sustrato de ciertos monómeros específicos tales como el monómero de fosfato , presente en el Panavia F2.0 (Kuraray) o el RelyX™ (3M ESPE) (4) .

6.19.1 Elección del sistema adhesivo y del cemento

Tratándose de PFA se debe elegir aquel adhesivo y aquel cemento adecuados para cada material, que son habitualmente los recomendados por cada fabricante para su material protésico restaurador. En cualquier caso, y tratándose de una PFA, en cuanto a cementos se recomiendan siempre los cementos de resina que son los que nos aportan mejores características (1,5,14,69) .

Para la cementación adhesiva se deben usar cementos de resina de contrastada eficacia tales como (4,6,94,173,350-352):

- RelyX™ Ultimate Restorative (3M ESPE, USA).
- Multilink®Automix (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).
- Panavia™ 21 TC (Kuraray, Japón).
- Panavia™ F (Kuraray, Japón).
- Metabond® (Parkell, USA).
- Variolink®(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

En lo referente al adhesivo hay que hacer hincapié en que siempre se conseguirán unos valores de adhesión mayores mediante sistemas adhesivos de grabado ácido convencional (ortofosfórico) que con que con los sistemas autograbantes. El ácido incluido en los adhesivos autograbante no es muy fuerte por lo que no graba suficientemente el esmalte (y se obtienen valores de adhesión más bajos). Consiguientemente cuando se emplee un sistema adhesivo autograbante se deberá hacer un grabado ácido con ácido ortofosfórico previamente en el esmalte (166,173,353,354).

Con el adhesivo hay que tener en cuenta el material protésico a cementar, hay fabricantes que ya incorporan en el adhesivo los iniciadores necesarios para cualquier posible superficie protésica. Tal es el caso del adhesivo Scotchbond™ Multiadhesión (3M ESPE) que incorpora agentes como el silano y el monómero MPD (10-

metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) que optimizan la adhesión al metal, zirconio, y alúmina. Algunos de estos monómeros adhesivos, como son el MPD y el 4-META también han sido usados en algunos productos con el fin de promover adhesión química a metales; se adhieren eficientemente a los óxidos, principalmente a los de estaño. El monómero 4-Meta está presente en adhesivos como Super Bond C&B (Sunmedical, Japón) y el C&B Metabond® (Parkell, USA). El monómero de fosfato MPD también está presente en cementos como Panavia™ F 2.0, Panavia™ 21 o Clearfil™ Esthetic Cement (todos de Kuraray, Japón) (5,355,356).

6.19.2 Secuencia de cementación. Generalidades

Antes de la cementación se debe verificar de forma escrupulosa (3,5,14):

- El perfecto ajuste y asentamiento de la estructura.
- La perfecta adaptación del retenedor.
- La estética.
- Que haya un contacto proximal correcto.

Una vez se ha comprobado lo anterior procederemos al cementado con la secuencia siguiente:

Aislamiento absoluto mediante dique de goma. La mayoría de autores consultados coinciden en su conveniencia y lo incluyen en su protocolo de cementación (3,5,70,213,229,230,357,358). Hay autores como Audenino y cols. que verificaron que el uso del dique de goma reduce el riesgo de defectos en el proceso o pérdida de adherencia de la restauración de PFA (357). En contraste, Marinello y cols. (359) publicaron que el aislamiento absoluto en las PFA no tenía un significativo efecto sobre el resultado, según ellos en el sector anterior se puede lograr un aislamiento adecuado de la humedad mediante las torundas de

algodón y el eyector de saliva. King y cols. (2) en un seguimiento a 7 años de 771 PFA de estructura metálica, apreciaron que aquellos prótesis cementadas bajo dique de goma eran casi dos veces más propensos a fallar en comparación con los que no lo eran aunque apuntaron que este hecho muy probablemente se debía a que el dique de goma estaría muy probablemente mal puesto al tratarse de estudiantes de odontología.

Se hará limpieza del esmalte con piedra pómez, tratamiento de superficie al diente pilar mediante grabado ácido 37%, durante 30 segundos, se lava profusamente y se seca sin deshidratar, cualquier posterior contacto con la saliva debe ser evitado. Finalmente se aplicará a la superficie dental el sistema adhesivo elegido acorde al material restaurador (4,5). Habitualmente se aplicará la resina adhesiva (un adhesivo universal de 5º o 7º generación) y se frota durante 20 segundos. Luego, se aplica un chorro suave de aire sobre el líquido durante aproximadamente 5 segundos hasta que deje de moverse y el solvente se haya evaporado por completo. Fotopolimerizar el adhesivo durante 10 segundos (356,360).

Se realizará el tratamiento de superficie al material protésico y se le aplicará el sistema adhesivo elegido. Hay que tener la precaución de proteger el material restaurador estético con teflón, cera o vaselina en crema (5,14,351).

Se procederá a aplicar el cemento en la prótesis y a ubicarla, verificando su perfecto asentamiento y retirando los excesos de cemento sin movilizar la prótesis. Se aplicará glicerina o vaselina en la periferia de la restauración (5) y se acabará la polimerización mediante fotocurado. Esta precaución del fotocurado final se hará siempre en aquellos casos que el

cemento sea de fraguado dual y se hayan empleado adhesivos de la sexta generación en adelante o bien adhesivos autograbantes(150,154,155,158-161,171).

6.19.3 Cementación de las aleaciones metálicas

Para cementar restauraciones metálicas es preferible recurrir a cementos opacos que bloqueen el color metálico que pudiera intuirse a nivel del borde incisal (4).

Actualmente, ya es posible aportar una retención tanto micromecánica como química a los metales.

Retención mecánica, macro y micromecánica. La forma más habitual para conseguir la retención mecánica en una aleación convencional es mediante chorreado con partículas de óxido de aluminio de 50 micras, con lo que creamos rugosidad en la superficie, microrretención y aumentamos la energía superficial. Las aleaciones no nobles se pueden someter a procedimientos alternativos que veremos más adelante (173).

Retención química. Se puede conseguir una buena unión química con adhesivos para aquellas aleaciones que forman capas de óxido en superficie, dado que la adhesión con el metal se debe a la formación de un enlace químico entre el grupo fosfato del monómero del cemento de resina y la capa de óxido del metal. Esto es perfectamente factible en el caso de las aleaciones no nobles que oxidan fácilmente (173).

Los cementos de resina con carga como C&B Metabond (Parkell) o Variolink (Ivoclar Vivadent), o bien los autograbantes con carga y que tengan MDP (10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) en su formulación (Panavia Ex, Kuraray; RelyX Ultimate, 3M ESPE), se unen bien a las aleaciones no nobles y también a las nobles si

previamente se han oxidado. El cemento Panavia EX (Kuraray) concretamente es capaz de unir el cromo-cobalto al esmalte y también se une bien al titanio (173), tiene por ejemplo una resistencia a la compresión de 200 a 300 MPa y una resistencia a la tracción de 20-40 MPa (3).

El MDP aporta la particularidad de integración del adhesivo al sustrato dentario que le permite múltiples nanouniones con el Ca, resultando una mayor resistencia a la biodegradación y longevidad funcional y permite hacer únicamente un grabado selectivo del esmalte en el caso de haber dentina expuesta(361).

En cualquier caso, los sistemas adhesivos consiguen unos valores mayores con las aleaciones no nobles que no con las aleaciones nobles (362-364).

En el cementado de metales puede ser de utilidad para evitar los efectos grisáceos del retenedor sobre el diente la utilización de opacadores (4).

6.19.3.1 Aleaciones nobles

Para las aleaciones nobles que carecen de una capa superficial de óxidos metálicos podemos optar por varios tratamientos de superficie (4,365):

- Abrasión de la superficie mediante un chorreado convencional con óxido de aluminio de 50 micras que incrementa la rugosidad superficial y la aplicación posterior de *primers* específicos para metal que se aplican antes del cemento, así por ejemplo Metal/Zirconia Primer (Ivoclar Vivadent) y Alloy Primer (Kuraray) (173,351).
- Silicatinizado de la superficie mediante un tratamiento de superficie metálica con chorreado de polvo de silicato de

aluminio del sistema intraoral Cojet™ Sand (3M ESPE) que es una abrasión de partículas de sílice de 30 μ de óxido de aluminio recubierto de silicio a 2-3 bares de presión, Silicoater® (Heraeus Kulzer) o bien de laboratorio como Rocatec™Soft (3M ESPE), Silicoater® MD (Heraeus Kulzer), que provocan la incrustación de partículas de sílice en el metal, la superficie tratada por el chorreado queda con cierta rugosidad y silicatinizada. Al presentar ya silicio en su superficie se le puede aplicar y unir el silano con una aplicación previa y específica de silano (o bien a través de un *primer* previo multicomponente que ya contenga silano) facilitándose así un enlace químico con el cemento de resina (366-368).

- Hacer un estañado de la superficie de la aleación noble lo que consiste en el depósito de una capa de óxido de estaño de 0.5 micras (existen estañadoras de consulta), posteriormente se aplica un *primer* específico y el adhesivo (173).

6.19.3.2 Tratamientos de superficie del cromo-cobalto

Existen varias técnicas de pretratamiento de la superficie del cromo-cobalto previamente a su cementado para aumentar su capacidad de adhesión y ya citadas anteriormente para las aleaciones nobles (3,6,7,369-373):

- Abrasión de la superficie con partículas de óxido de aluminio.
- Silicatinizado de la superficie.
- Estañado de su superficie.

Para la abrasión pueden emplearse diferentes tamaños de partícula, la bibliografía apunta como tamaño de partícula de óxido de aluminio más empleada la de 50 μ a presiones que pueden oscilar de 4,5 atm a 5,2 atm que son las indicadas por los fabricantes, no es recomendable el uso de altas presiones por las deformaciones que pueden llegar a provocar (373-375). El tratamiento de la superficie

metálica previa mediante chorreado de partículas de aluminio convencional incrementa hasta 6,5 veces la superficie del metal tratado, bien sea si se trata de la superficie interna a cementar o de la superficie externa a recubrir con cerámica (376,377) .

Con la técnica de silicatización de la superficie metálica y aplicación de silano se producen con el cementado unos valores de adhesión significativamente más altos (7,370,373,378).

6.19.4 Cementación de cerámicas de matriz vítrea

Son las cerámicas de vidrio tradicionales, en base a sílice y grabables (60), dentro de este grupo la cerámica más indicada para realizar PFA por sus características estéticas y mecánicas es el disilicato de litio, una cerámica de origen sintético (3-5,69,182,183). La cementación del disilicato de litio o de cualquier otra cerámica a base de sílice forzosamente debe ir acompañada del uso de sistemas adhesivos que incorporen silano para que no se vea disminuida su adhesión al diente (378).

Retención mecánica-micromecánica: se pincela la superficie protésica a adherir mediante el grabado con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos, lo que elimina selectivamente la matriz de vidrio y expone la estructura cerámica cristalina, posteriormente se limpia con aire y agua pulverizada de la jeringa, o bien en un baño de ultrasonidos con alcohol durante 4 minutos y se seca con aire a presión (4).

Retención química: Se realiza mediante la acción del silano que establece enlaces de hidrógeno y covalentes con la superficie de la cerámica con los grupos hidroxilo libres y (379) que además también se unen a la matriz orgánica de la resina (380).

Una reciente publicación sobre sistemas adhesivos para el disilicato de litio basada en un estudio *in vitro* con 4 sistemas adhesivos determina que el disilicato de litio está influenciado significativamente por el sistema de unión adhesiva. No deben emplearse pues con este material sistemas adhesivos universales que no incorporen el silano (378).

El adhesivo a utilizar puede ser Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE), Variolink (Ivoclar Vivadent) o ED Primer II (Kuraray), según indicaciones del fabricante (4,356).

Como cemento es recomendable usar un cemento de resina como Panavia F 2.0 (Kuraray) o RelyX Ultimate (3M ESPE) que tienen el componente MDP (10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado) (4). Estos cementos son cementos de resina con carga y autograbantes (356). También puede usarse un cemento de resina convencional bis-GMA como Variolink (Ivoclar Vivadent) (4) que se trata de un cemento con carga pero no autograbante por lo que en este caso se requiere una mayor atención a la técnica y al no ser autograbante precisa el proceso adhesivo previo de grabados ácidos y adhesivos para diente, prótesis y el silano para la cerámica (356).

6.19.5 Cementación de cerámicas de matriz policristalina

Sea cerámica aluminosa o si se utiliza zirconia en alguna de sus variantes la superficie de la restauración no puede grabarse habitualmente químicamente por lo que se requerirá hacerle un tratamiento previo para obtener una rugosidad superficial (173,356)

La zirconia está libre de sílice y se adhiere menos bien a los cementos a base de resina que sus homólogos de cerámica de vidrio o estructuras metálicas (381).

La preparación de las superficies requiere la obtención de una adecuada retención micromecánica mediante una rugosidad superficial. Para preparar la superficie se debe realizar un arenado de óxido de aluminio (Al_2O_3) de 50-110 micras a 2'5 bares (381-383).□

Estas porcelanas solamente tienen en su composición óxidos metálicos de aluminio o de zirconio. Por ello para la obtención de una unión química debe emplearse una técnica de adhesión a metal mediante cementos que contengan grupos de adhesión a óxidos metálicos, bien sea en el agente adhesivo, en un primer o en el propio cemento (382,384,385) .

Hay que emplear sistemas de adhesivos y cementos que incorporen el grupo 4-META tales como el Super Bond C&B (Morita), Amalgambond (Parkell), C&B Metabond (Parkell); o bien el grupo MDP tales como Panavia EX, Panavia 21, Panavia F 2.0 (Kuraray) o RelyX Ultimate (3M ESPE). Los cementos que no tienen monómeros específicos de adhesión a metal se complementan con un primer a metal en un frasco aparte que se debe aplicar antes del cemento (356,365).

Alternativamente al sistema anterior, para buscar adhesión química podemos emplear el tratamiento de superficie llamado silicatización obteniéndose una superficie silicatinizada (4,356). El proceso de silicatización de la superficie ya se ha descrito anteriormente.

6.19.6 Cementación de cerámicas con matriz de resina

Estos materiales cerámicos de matriz de resina se desarrollaron para obtener un material que tuviera un módulo de elasticidad más cercano al de la dentina que la cerámica tradicional, tener un material de más fácil fresado y que también pudiera ser reparado con composite (60).

De acuerdo a su composición inorgánica existen las siguientes cerámicas de matriz resina (60):

- Resina Nanocerámica (Lava™ Ultimate Restorative, 3M ESPE).
- Cerámica vítrea con interpenetración de matriz de resina (Vita Enamic®, Vita).
- Cerámica zirconia-silicio con interpenetración de matriz de resina (Paradigm™MZ-100, 3M ESPE).

Respecto a la preparación de la superficie dentaria, cementación y adhesión haremos seguidamente y hasta el fin de este capítulo referencia explícita al RelyX™ Ultimate (3M ESPE) y el adhesivo Scotchbond™ Universal por ser ampliamente empleados a estos fines en las publicaciones que tratan de las cerámicas con matriz de resina (4,386-393).

6.19.6.1 Cementación de resina nanocerámica

Las restauraciones de Lava™ Ultimate (3M ESPE) se deben cementar con cemento adhesivo de resina. El fabricante recomienda RelyX™ Ultimate (3M ESPE) junto con el adhesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE) que lleva los acondicionadores y adhesivo en el mismo frasco.

Acondicionado previo de la superficie protésica: se realizará el chorreado con óxido de aluminio con grano de tamaño $\leq 50 \mu$ o bien con Cojet™ Sand 30 μ (3M ESPE) a dos bares hasta que toda la superficie adquiriera una apariencia mate. Limpiar con alcohol y secar. Ya vemos que además del chorreado convencional con óxido de aluminio 50 μ , el fabricante da la opción de chorreado con Cojet™ Sand (3M ESPE) para conseguir así una silicatización de la superficie (de manera que partículas de sílice queden atrapadas en la superficie) y al silanizar se produce mayor fuerza de adhesión. Shepke y cols. aplicaron en su estudio la opción con Cojet™ Sand y

asimismo a los pilares de zirconio que servían de pilar les hicieron un chorreado con Rocatec 30 μ a 2 bares de presión y distancia de 2-10 mm hasta que la superficie aparecía mate (327). Rosenblatt (322) sin embargo, efectuó un chorreado convencional con polvo de óxido de aluminio 27 μ para luego aplicar aire y agua, secar y dispensar un adhesivo con silano (Scotchbond™ Universal, 3M ESPE). Magne y cols. (328) en 2014, en su estudio *in vitro* sobre coronas de resina nano cerámica propuso un chorreado con partículas de óxido de aluminio de 50 μ , posteriormente sumergirlas en ultrasonidos con agua destilada durante 1 minuto, hacer un chorreado final de 27 μ , enjuagar secar y cementar con RelyX™ Unicem 2 Automix (3M ESPE), un cemento autoadhesivo de fraguado dual. Weyhrauch y cols. propusieron un chorreado de la superficie protésica a 2 bares de presión con chorreado de óxido de aluminio de 50 μ a 10 mm y aplicación posterior de 60 segundos de Monobond S (329).

Se aplicará el adhesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE) a la superficie de adhesión de la restauración y se frotará durante 20 segundos. Se reducirá el grosor de adhesivo con un chorro de aire hasta que el solvente se evapore y el adhesivo deje de moverse sobre la superficie.

Se dispensará una capa uniforme del cemento adhesivo de resina™ Ultimate (3M ESPE) al diente o la restauración y asentaremos la restauración y mientras se sostiene en su lugar sujetándola firmemente quitaremos el exceso de cemento. Posteriormente se cubrirán los márgenes de la prótesis con gel de glicerina. Fotopolimerizaremos durante 1 segundo para que el cemento adquiera el estado de gel y mientras mantenemos firmemente la prótesis quitaremos el exceso de cemento mediante un instrumento con punta. Seguidamente cada superficie la fotopolimerizaremos otros 20 segundos por superficie.

6.19.6.2 Cementación de zirconia-silicio en una matriz interpenetrada

Los mismos pasos que para resina nanocerámica

6.19.6.3 Cementación de Cerámica vítrea en una matriz interpenetrada de resina

En primer lugar desengrasaremos la prótesis con alcohol antes de proceder a la fijación adhesiva. En caso necesario cubrir las superficies exteriores ya pulidas para no dañarlas accidentalmente con el ácido, usando teflón o cera blanda o vaselina en crema.

Aplicaremos gel de ácido fluorhídrico al 5 % en las superficies de adhesión durante 60 segundos y seguidamente eliminaremos con agua pulverizada todos los restos de ácido o bien mediante una limpieza en baño de ultrasonidos. Dejaremos secar durante 20 segundos.

Las superficies grabadas deberán presentar entonces presentan un aspecto blanquecino opaco. Aplicaremos un silano o un agente adhesivo con monómeros de fosfato como el Scotchbond™ Universal (3M ESPE) o el Clearfil Ceramic Primer (Kuraray). El Scotchbond™ como producto adhesivo presenta la característica de tener ya incorporados todos los acondicionadores necesarios y el adhesivo. Si es el caso, dejaremos que actúe el silano unos 60 s y que seque por completo y posteriormente aplicaremos el adhesivo según indicaciones fabricante. Si se ha empleado Scotchbond™ habrá que reducir el adhesivo mediante un chorro de aire hasta que el solvente se evapore y el adhesivo deje de moverse sobre la superficie.

El cemento adhesivo de resina RelyX™ Ultimate (3M ESPE) se aplicará uniformemente al diente o la restauración y asentaremos completamente la restauración sujetándola firmemente en su lugar y

quitaremos el exceso de cemento, cubriendo finalmente los márgenes con gel de glicerina. Fotopolimerizaremos durante 1 segundo para que el cemento adquiriera el estado de gel y al tiempo que se sostiene la restauración firmemente en su lugar quitaremos el exceso de cemento con un instrumento con punta. Finalmente fotopolimerizaremos 20 segundos por superficie.

6.19.7 Cementación de composites reforzados con fibra de vidrio

Se seguirán los mismos pasos descritos para la cementación de la resina nanocerámica (4,339,386-393).

6.20 Longevidad de la prótesis parcial fija dentosoportada

La supervivencia de los tratamientos restauradores protésicos es una característica fundamental en el momento de establecer un plan de tratamiento adecuado al paciente.

6.20.1 Longevidad y complicaciones de la prótesis parcial fija tradicional

Los tratamientos de prótesis fija tradicional que implican el tallado dental completo del pilar o pilares han sido ampliamente aceptados por pacientes y profesionales durante años. Sus tasas de supervivencia dependen del período observado, a los 10 años son de un 90%, a los 15 años son de un 74% y a los 20 años son de un 66% (89,92,394). Es destacable que la caries y la descementación de las prótesis fueron las principales razones para el fracaso, con un 61%. El problema de caries aparecía de promedio a los 11,6 años mientras que el problema de la descementación lo hacía a los 7,5 años. La existencia de más pilares en función se ha relacionado con un

aumento del riesgo de pérdida de retención, de la descementación y, a veces incluso la pérdida de la prótesis en su totalidad (71,89).

Las principales causas de fallo del tratamiento con prótesis fija son pues la caries, la pérdida de retención y los problemas de necrosis pulpar ocasionados por el tallado dentario. Los problemas periodontales que se generan en el/los diente/s pilar/es también influyen en el fallo de este tratamiento al aparecer pérdida ósea llegando a provocar la pérdida de algún pilar en un 8%-12% de los casos en los 10 años inmediatos a la colocación de la prótesis fija (71,89,92).

Accurso y cols. (105) en 2016 tras una revisión comparativa de la supervivencia de los diferentes tipos de prótesis parciales fijas concluyeron que a los 10 años la tasa de supervivencia era de un 89,5% para las prótesis con pilares tallados, de un 89,5% para las coronas unitarias sobre implantes y de un 82% para las PFA1R.

6.20.2 Longevidad de las prótesis fijas adhesivas

En 2004 Pjetursson y cols. en una revisión a 5 años de las PFA se referían al éxito cuando las prótesis se mantenían sin cambios durante el período de observación, sin ninguna intervención. Definían también la supervivencia cuando una prótesis permanece in situ en el momento de la revisión, independientemente de su estado (395).

A efectos de considerar el éxito o el fracaso de una PFA nos acogemos a este criterio citado anteriormente que también asumieron Miettinen y Millar (9) en su publicación al respecto en 2013. Definían éxito cuando la prótesis permanece in situ sin ninguna complicación o alteración durante el período de seguimiento establecido.

Tradicionalmente se ha considerado que una prótesis adhesiva estaba constituida por dos retenedores y un pónico y normalmente el material era un metal colado. Rochette (115) en su publicación en el año 1973 sobre el tratamiento, usando varios pilares, metal noble y sin ninguna preparación dentaria hablaba de una tasa de supervivencia de dos años. Igual tasa de supervivencia de dos años publicaron Denehy y Howe (117) en 1977 que utilizaron el mismo diseño de Rochette, con dos o más pilares, metal no noble y también sin preparación dentaria.

Las primeras PFA del pasado siglo que se empezaron a hacer en los años 70 eran pues de estructura metálica y con dos o más retenedores. Se fabricaban en metales nobles al principio y posteriormente se emplearon aleaciones seminobles, cromo-cobalto o cromo-níquel (69).

Denehy y Howe (396) en 1979 y tras un seguimiento a 3 años de 30 PFA, nuevamente con el diseño de Rochette, en metal no noble, con 2 ó más pilares y también sin preparación dentaria alguna publicaron tasas de éxito del 90%.

El estudio de Shaw y Tay de 1982 (119) partiendo de la base de un diseño de prótesis tipo Rochette sin preparación dentaria previa y con dos o más pilares constató descementaciones parciales que resolvían cortando retenedor descementado y quedando la prótesis funcional y en extensión solamente con un retenedor adherida.

Marinello y cols. en 1987 en su revisión sobre longevidad de 496 PFA ceramometálicas de diferentes diseños, con dos o más pilares y con preparación dentaria en aproximadamente la mitad de los casos, reportaron 95% éxito a los 3 meses, 91% éxito a los seis meses, 81,5% al año y 81,5% al año y medio (359). Kerschbaum y Gaa (397) publicaron un seguimiento longitudinal de 552 PFA ceramometálicas con dos pilares y un pónico y obtuvieron datos de

supervivencia de 99.3% en 1 año y 96.2% al comienzo del quinto año.

En 1991 Dunne y Millar (69) en un estudio sobre longevidad de PFA de 2 ó más pilares concluyeron que la longevidad de las mismas disminuía con el número de retenedores de la estructura. Olin y cols. (398) también en 1991 y tras un seguimiento de 7 años en 103 PFA ceramometálicas (cromo-níquel) con dos o más pilares evidenciaron que las prótesis con 2 retenedores ó más tenían el doble de probabilidades de sufrir una descementación total o parcial.

En 1999 Djemal y cols. en un seguimiento a 15 años sobre 832 PFA metal cerámicas en cromo-níquel (realizadas entre 1978 y 1993 en 593 pacientes), 604 en el sector anterior, 120 prótesis en extensión, con un solo retenedor y un pónico y el resto constituido por una abanico variado donde eran mayoritarios los puentes de 2 ó más pilares. De todos los 604 puentes anteriores un 50,2% lo fueron sin preparación dentaria. Concluyeron que los principales fallos eran las descementaciones en un 92%. En los fallos que se produjeron se recementaron 139 casos y se seccionaron 49 transformándolos a puentes en extensión. Concluyeron que se confirmaba el éxito relativo de los diseños en extensión con un solo retenedor y un pónico, que la preparación dentaria que se realizó no parecía ser necesaria para la supervivencia aceptable de los puentes y que los puentes adhesivos puentes observados durante largos períodos de servicio en boca podían ofrecer tiempos de supervivencia aceptables en vista de que se trataba de una técnica mínimamente invasiva (97).

En 2005 Kern (213) publicó el empleo de cerámica aluminosa In-Ceram® (Vita) y realizó 37 puentes para restituir centrales o laterales, superiores o inferiores, 16 de 2 retenedores y 21 de 1 retenedor. En todos los casos una preparación dentaria mínima

únicamente en esmalte con una preparación tipo carilla en lingual y una marca semiesférica en el cingulo junto a una preparación proximal tipo caja de 2 mm x 1 mm y 0,5 mm de profundidad, el período de observación promedio para los puentes de 1 retenedor y de 2 retenedores fue de 4 y 5 años respectivamente. Concluyó que el diseño de 1 retenedor y un pónico era preferible al de 2 retenedores, a las prótesis de dos retenedores que sufrían una descementación parcial se les cortaba el retenedor descementado y seguían en función como prótesis en extensión. Las prótesis de dos retenedores fracturaban al parecer por el diferente movimiento de los pilares. Con la prótesis en voladizo este problema de fractura no se daba.

Una publicación de un seguimiento a diez años por Kern y Sasse (181) en 2011 sobre prótesis adhesivas cerámicas (In-Ceram®, Vita) de 1 ó 2 retenedores y un pónico, en sector anterior, afirmaba que mientras las prótesis cerámicas de 2 retenedores tenían una tasa de supervivencia del 67,3% a los 10 años, la supervivencia era del 94% en las prótesis de 1 retenedor.

En 2001 Morgan y cols. (242) concluían en un artículo recopilatorio de la técnica que de los estudios comparativos la mayor tasa de fracaso se daba en el diseño de dos pilares y era debido a la diferencia de movimiento de los dientes pilares, lo que se traducía finalmente en la descementación de uno de los retenedores. Botelho en 2002 (185) en un estudio sobre longevidad de 82 prótesis fijas adhesivas de dos unidades en extensión coincidía igualmente en esta argumentación sobre los problemas de descementación que sufrían las prótesis de dos retenedores.

En 1998, Kern y Strub (399) publicaron un seguimiento a cinco años de 17 PFA empleando dos pilares en 15 casos y 5 pilares en dos casos, prótesis totalmente cerámicas de In-Ceram® (Vita) para la sustitución de incisivos anteriores, tanto superiores como inferiores,

mediante tallado conservador tipo carilla por lingual con preparación semiesférica en el cingulo de 0,5 mm de profundidad y una caja proximal de 2 x 1 x 0,5 mm. No se produjo en los 5 años ningún descementado total de las prótesis pero sí fracturas. Hubo una supervivencia del 68,1% sin ninguna intervención. Cuando en el curso clínico se encontraban un fallo parcial por despegamiento de uno de los retenedores procedían in situ a cortar la prótesis a la altura del retenedor despegado con lo que la prótesis pasaba a tener un diseño de un solo pilar y un retenedor, manteniéndose así la prótesis operativa y en función. Si se consideraban estas prótesis cortadas y dejadas en extensión como éxito la tasa de supervivencia a 5 años pasaba a un 94,1%.

En la bibliografía se verifica que cuando se producía el despegamiento de uno de los retenedores éste se podía retirar mediante fresado y la prótesis podía seguir funcional en boca, en extensión (97,119,213,242,400).

6.20.3 Longevidad de las prótesis fijas adhesivas en extensión

Para muchos clínicos el planteamiento de un solo apoyo es algo inconcebible (69). No obstante Hopkins en 1981 ya propuso una prótesis en extensión diseño Rochette, con perforaciones en los retenedores aunque usando 2 pilares, el 13 y el 12 siendo el pónico el 11 (118).

Se han publicado numerosos artículos de seguimiento a largo plazo de las prótesis en extensión y su longevidad (2).

En la Facultad de Odontología de Hong Kong desde 1992 ya se plantean y definen en sus planes de estudio de prótesis la

prescripción de prótesis metal cerámica en extensión como alternativa protésica habitual frente a un edentulismo unitario en el sector anterior si se dan las condiciones adecuadas (185).

Djemal y cols. (97) en 1999 publicaron un seguimiento durante 15 años de 832 PFA metal cerámicas realizadas en 593 pacientes, con mínima preparación dentaria y diferentes diseños (dentro de la totalidad de las prótesis realizadas habían 424 prótesis con dos o más retenedores y 171 con 1 retenedor). Globalmente obtuvieron un 58,4% de supervivencia media a los 7 años y 10 meses. En cuanto al número de retenedores y de pónicos concluyeron que cuando hay más de un pilar se producen el doble de fallos y que siempre que sea posible debía optarse por la opción del pónico en extensión, que la previsibilidad de dichas prótesis era clara y que probablemente era atribuible a la liberación de las altas tensiones que por el contrario se daban en los diseños rígidos de dos o más retenedores que unen los pilares con diferentes características de movilidad individual.

Rashid y cols. (189) en 1999 un seguimiento a 6 años sobre prótesis en extensión metalcerámicas en el sector anterior publicaron una supervivencia del 92,8%.

Van Dalen (121) en 2004 en una revisión bibliográfica sobre un artículo de principios de diseño y otros 11 artículos de investigación clínica, en los que 6 trataban exclusivamente el diseño de prótesis con un pónico y un retenedor, y los otros cinco 5 sobre ambos diseños con un pónico y 1 ó 2 retenedores concluyó que conforme a los estudios revisados, si se cumplen los estándares de preparación adecuados y en situaciones similares, , las prótesis de dos unidades en voladizo mostraban una mayor longevidad que las prótesis de tres unidades, con dos retenedores y un pónico.

Botelho y cols. (110) en 2006 tras un seguimiento medio de 4 años a 269 prótesis metálicas de cromo níquel en extensión aportaron datos de supervivencia del 95%.

Aggstaller y cols. (236) en 2008 obtuvieron una supervivencia del 88% a los 10 años de seguimiento sobre 84 PFA de diferentes diseños y ubicaciones.

Destaca el estudio publicado por Kern y Sasse (181) en 2011 que hizo un seguimiento a 10 años de una serie de 38 PFA anteriores realizadas para sustituir un central o un lateral, superior o inferior. Emplearon una estructura cerámica In-Ceram® (Vita), cerámica vítrea infiltrada de alúmina. Se combinaron dos diseños, 16 eran de dos retenedores (120 meses de seguimiento) y 22 eran de un solo retenedor (111 meses de seguimiento), todos cementados con dique de goma. Constataron que no hubo ninguna descementación, que en el grupo de 1 retenedor a los 48 meses se produjo una fractura, que en el grupo de 2 retenedores se produjeron 6 fracturas unilaterales y bilaterales de los conectores. En la fractura unilateral la prótesis permaneció in situ como una prótesis en extensión durante varios años. La tasa de supervivencia a 10 años fue del 67,3% (del 73,9% si contamos el que se rompió pero permaneció en boca) y una supervivencia del 94,4 % para el grupo de un solo retenedor. Los fracasos se debieron a fracturas del material empleado, una cerámica aluminosa con infiltrado vítreo.

Zhou y cols. (82) en 2011 hicieron un seguimiento a 3 años de 16 prótesis anteriores en extensión y de 10 prótesis anteriores con diseño convencional de dos retenedores empleando como material una cerámica vítrea sintética, el disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent) y un aislamiento relativo con torundas de algodón. En el grupo de dos retenedores tuvieron 1 fractura y 2 descementaciones, y en el grupo de 1 retenedor no hubo fallo alguno.

Las prótesis de dos retenedores caídos se recementaban, los que tenían una fractura se les dejaba funcionando en extensión. Se apreció una tasa de éxito del 88,5%.

En 2012 Sasse y cols. (219) realizaron un seguimiento a 55 meses sobre 30 PFA1R realizados en zirconio (IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) como estructura y recubiertos de cerámica feldespática (IPS e.max® Ceram, Ivoclar Vivadent) y obtuvieron una tasa de supervivencia del 100%.

Sailer y cols. (183) en 2013 publicaron un interesante trabajo con un seguimiento promedio de 6 años a 28 pacientes tratados con PFA1R, incluyendo maxilar superior e inferior y sector anterior y posterior con predominancia del sector anterior. El material empleado disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent) monolítico y con estratificación de cerámica en algún caso. Cuando se trataba del sector anterior no se hizo ningún tipo de preparación dentaria al diente pilar. No hubo fracturas ni descementaciones y la tasa de supervivencia fue del 100% a los 5 años. Tres de las prótesis en extensión correspondían a incisivos mandibulares. Los autores se plantearon que este tratamiento por lo tanto, podría ser una buena alternativa a las coronas implantosoportadas unitarias en el futuro, al menos para los dientes centrales y laterales.

Sasse y Kern en el 2013 (229) publicaron un seguimiento a 5 años de 30 PFA de un solo retenedor para sustituir un central o lateral, superior o inferior, realizadas en cerámica de óxido de zirconio CAD/CAM y que se cementaban con dos cementos diferentes, 19 prótesis en maxilar superior y 11 en inferior. En cada grupo de los dos cementos falló una prótesis, por descementación traumática. Reportaron una tasa de supervivencia de 93.3% (incluía como fracaso las descementaciones de origen traumático) después de los cinco años. En todo el período hubo sólo dos descementaciones de las

prótesis y que pudieron ser recementadas. Si se consideraban las recementaciones que tuvieron que realizar como un fracaso no fatal, daban un 100% de éxito.

El disilicato de litio en forma totalmente monolítica fue empleado por Sun y cols. (182) en su estudio del 2013, durante 47 meses hicieron un seguimiento de 35 PFA de un retenedor, incluyendo aquí la restitución de 3 premolares, dos maxilares y uno mandibular. El resto de pónicos fueron 15 laterales superiores y el resto incisivos inferiores, centrales o laterales. En estos casos toda la estructura era de IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) y con cerámica de recubrimiento circunferencialmente en el pónico. A los 47 meses la tasa de supervivencia fue del 100%. Durante un control, al tercer año se tuvo que hacer ajuste oclusal en un pónico por una prematuridad. No hubo fracturas ni astillados de la cerámica. Concluyeron que este tratamiento por ser mínimamente invasivo debía considerarse sin dudas ante la ausencia de un incisivo ó primer premolar.

Lam y cols. (187) en 2013 publicaron un estudio comparativo sobre la longevidad de coronas implantosoportadas y las PFA ceramometálicas en extensión en el sector anterior, con preparación conservadora, de un retenedor y un pilar, y en un período de observación de al menos 5 años, aunque se pretendía un seguimiento a 10 años. De 68 pacientes, aleatoriamente a 39 se les colocó un implante y corona unitaria y a 39 una PFA1R. Después de al menos 5 años de seguimiento concluyeron que la supervivencia era similar en ambos grupos pero que había más éxito en las prótesis fijas adhesivas pues se hacían necesarias menos intervenciones clínicas. Hubo 7,7 % de complicaciones en las prótesis adhesivas y un 25,6% en las coronas implantosoportadas. Los datos les permitían deducir que cualquiera de las modalidades de tratamiento podía producir una alta tasa de supervivencia a lo largo de 10 años pero era de destacar

que inicialmente la prevalencia de complicaciones fue mayor en las prótesis sobre implantes.

En 2014 Botelho y cols. publicaron un seguimiento a largo plazo de 113 meses (9,4 años) de 211 PFA anteriores ceramometálicas en extensión. Obtuvieron una tasa de éxito, de retención y supervivencia de 84,4%, 86,7% y 90,0% por ciento respectivamente. A los 5, 10 y 15 años la supervivencia fue respectivamente del 96%, 88% y 83%. Los resultados de este estudio clínico mostraban para sus autores que el uso de prótesis en extensión de dos unidades, pónico y retenedor, podía considerarse una prótesis duradera y comparable en duración a las prótesis fijas convencionales (111).

Sasse y Kern (231) publicaron en el 2014 un seguimiento a seis años de 42 prótesis en extensión de un retenedor para restituir centrales y laterales superiores e inferiores, realizados con zirconia estabilizada en forma de bloques presinterizados IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) y procesada con Cerec® InLab® 3D CAD/CAM System (Sirona) y con cobertura cerámica IPS e.max® Ceram (Ivoclar Vivadent). Obtuvieron valores de éxito del 95,2% en maxilar superior e inferior a 62 meses de seguimiento, no dándose fallos para los 16 casos en mandíbula. No se registraron diferencias significativas respecto al maxilar superior y el inferior. Hubo dos descementaciones pero teniendo en cuenta que después se recementaron pudiera hablarse de una supervivencia del 100%.

King y cols. en 2015 publicaron un estudio sobre la supervivencia de 771 PFA metálicas de cromo-níquel colocadas entre 1994 y 2001. Las tasas de supervivencia a cinco años fueron del 80,8% y a los 10 años de 80,4%. Al tratarse de una universidad se reveló en el estudio que el diseño de la restauración y la experiencia del operador influían en la supervivencia, y que al mismo tiempo las prótesis hechas con

un mínimo de preparación dentaria se mostraban más longevas en el tiempo.

Botelho y cols.(401) en 2016 publicaron un estudio comparativo a largo plazo entre PFA destinadas a restituir un incisivo superior, con diseño de 1 retenedor y diseño de 2 retenedores y seguimiento de 18 años. La longevidad de la prótesis se determinó mediante examen clínico y en base a definir el éxito como la ausencia de complicaciones que requiriesen la intervención y definir la supervivencia como la retención de la prótesis original en la boca del paciente. Se revisaron 22 pacientes, 13 prótesis de 1 retenedor y 10 de 2 retenedores, prótesis todas ellas con una vida media de 216 meses. Todas las prótesis de 1 retenedor habían sobrevivido sin complicaciones, mientras que sólo el 10 por ciento de las prótesis de 2 retenedores no había experimentado complicaciones y únicamente el 50 por ciento de ellas había sobrevivido. Concluyeron que las prótesis de 1 retenedor tenían significativamente una mejor tasa de éxito y supervivencia.

A modo de compendio se podría afirmar que a los 5 años la tasa de supervivencia estimada para las PFA1R es del 94-96% (111,229) y a los 10 años la supervivencia es de un 82% (105).

6.21 Tipos de fracaso en las prótesis fijas adhesivas

En la cementación de una PFA intervienen diversos mecanismos que a modo de resumen podemos describirlos como dos interfases (figura 6-18) (136) creadas entre el diente y la restauración:

- Interfase cemento- diente
- Interfase cemento –restauración

Uno de los posibles fracasos y el más frecuente citado en la bibliografía puede ser a causa de su descementado. Cuando se trata de prótesis cerámicas, según Chang y cols. (402) la principal causa

ESTADO DE LA CUESTIÓN

de fracaso en el cementado de las prótesis cerámicas se halla en la interfase de unión cemento-cerámica y por tanto se debe conseguir que la unión con la cerámica pueda ser efectivamente a través de una retención mecánica y/o química.

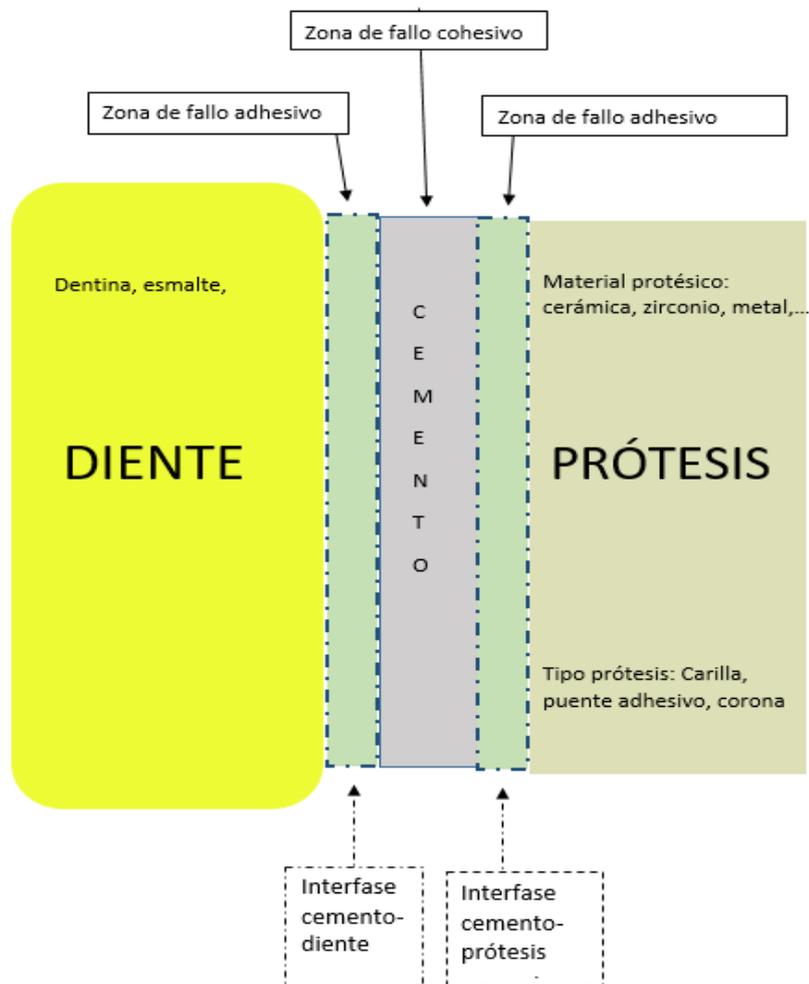


Figura 6-18. Entre la restauración protésica cementada y el diente se diferencian 2 interfases claras, donde se puede producir un fallo adhesivo. Adaptación del dibujo original (136).

Entre el diente y la prótesis se sitúa el cemento que como agente adhesivo hace de puente entre ambos. La fuerza de esta unión dependerá de (28):

- la fuerza de unión del cemento al diente y la fuerza de unión del cemento a la prótesis (adhesión)
- la fuerza interna del cemento (cohesión)

Durante la evaluación y desarrollo de nuevos materiales dentales, la resistencia de la unión se determina por medio de ensayos de fuerza de tracción. El sitio de falla a menudo se registra dentro del material de prueba, parcialmente dentro del material, en la interfase adhesivo y esmalte, en el esmalte, o en una combinación de estos sitios (403) .

Así pues los fracasos típicos asociados a una PFA pueden ser (9,28,183,404,405):

- Fallo adhesivo: aquél que ocurre entre dos estructuras distintas, es decir, en la interfase entre ambas debido a una fuerza de tracción o cizallamiento
- Fallo cohesivo: El fallo cohesivo es aquél que ocurre dentro de la estructura del material. El fallo cohesivo en el caso de una PFA se refiere a una fractura del cemento de unión.
- Fallo mixto: parcialmente cohesivo y parcialmente adhesivo
- Fallo fractura: del pilar o la prótesis.

La definición de categorías para clasificar los modos de fallo de las muestras descementadas es una tarea complicada y, en algunos casos, el límite entre el fallo mixto y cohesivo se vuelve meramente subjetivo (406) .

Aunque de forma estricta existen muchas interfases posibles donde producirse el fallo, a efectos de simplificación y estudio suelen considerarse únicamente 3 interfases básicas, diente, cemento y prótesis donde se darán los posibles fallos (163,404,406-412), adhesivo, y mixto (figuras 6-19 Y 6-20).

- Fallo adhesivo entre diente y cemento. Se catalogaría como fallo adhesivo prótesis y encontraremos cemento pegado al diente, la prótesis "lisa".

ESTADO DE LA CUESTIÓN

- Fallo adhesivo entre la prótesis y el cemento: Se catalogaría como fallo adhesivo diente y encontraremos cemento pegado a la prótesis, el diente "liso".
- Fallo cohesivo: cuando se produce fractura en la capa de cemento, quedando adherido parte de cemento al diente y parte a la prótesis
- Fallo mixto adhesivo prótesis – cohesivo: cuando se produce fractura en la capa de cemento pero no en toda, hay una parte en la que se da fallo adhesivo prótesis donde parte del cemento queda pegado al diente.
- Fallo mixto adhesivo diente – cohesivo: cuando se produce fractura en la capa de cemento pero no en toda, hay una parte en la que se da fallo adhesivo diente donde parte del cemento queda pegado a la prótesis.

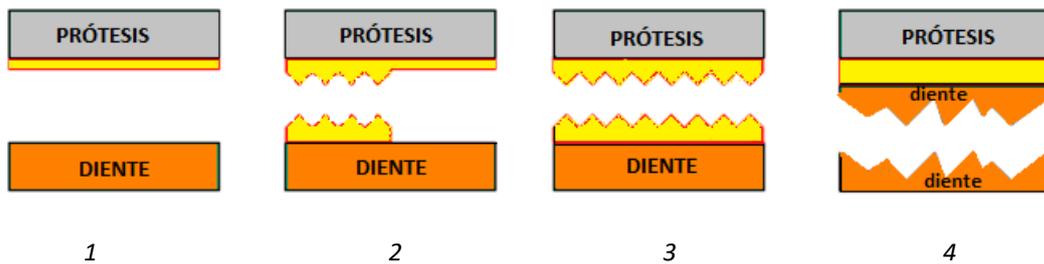


Figura 6-19. Fallos adhesivos. 1: fallo adhesivo diente, 2: fallo mixto (cohesivo y adhesivo prótesis), 3: fallo cohesivo, 4: fallo fractura del diente (413) Adaptado.

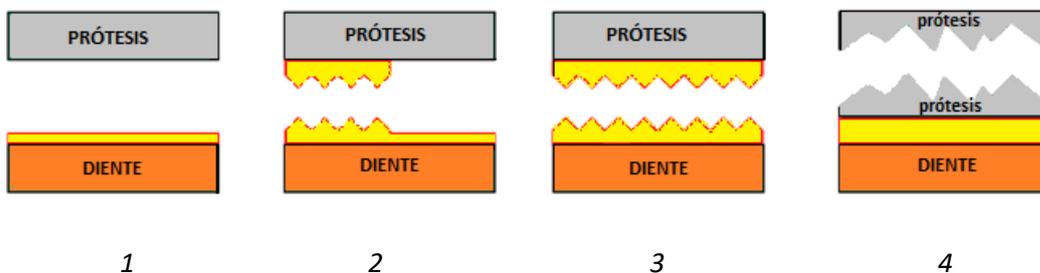


Figura 6-20. Fallos adhesivos. 1: fallo adhesivo prótesis, 2: fallo mixto (cohesivo y adhesivo diente), 3: fallo cohesivo, 4: fallo fractura prótesis (413). Adaptado.

Son mucho más frecuentes los fracasos en las prótesis de dos retenedores, siendo sus principales complicaciones: el despegamiento parcial, el despegamiento total, la fractura de la estructura, la aparición de caries bajo un retenedor que se haya descementado inadvertidamente y la fractura de la cerámica del pónico, sobre todo cuando se trata de una estructura metálica (9).

En ocasiones el fracaso de la prótesis se produce por errores en el procedimiento, por una elección incorrecta de esta herramienta terapéutica para el caso o una falta de controles adecuados. En este listado incluimos también aquellos factores ligados al diseño tradicional de la PFA (1,6,10,82,404):

- Error de diseño por no respetar un tallado de 180°.
- Error de diseño por no realizar apoyos, rieleras o pins.
- Desadaptaciones de las estructuras.
- Mala elección del paciente o del diente pilar.
- Pacientes bruxistas.
- Piezas dentarias pequeñas sin suficiente esmalte para grabar.
- Hábitos lesivos parafuncionales: fumar en pipa, morder lápices, tendencia a desgarrar los alimentos con los incisivos en la zona tratada.
- Errores del tratamiento de superficie, bien sea en el diente o en el material restaurador.
- Contaminación de las superficies recién tratadas (por humedad por ejemplo).
- Problemas en el cementado: excesiva viscosidad, mal manejo de los tiempos, presencia de burbujas en la interfase cemento, exceso de cemento.
- Fallo del solvente del adhesivo que le ha hecho perder sus cualidades.
- Fallo en la correcta colocación del adhesivo.
- Falta de control oclusal y de revisiones.

- Dientes pilares malformados o conoides.
- Dientes pilares con esmalte de mala calidad.
- Movilidad dentaria diferente en los dientes pilar, cuando se trata de dos retenedores.
- Cuando existen dos pilares, a causa de la diferente movilidad de los pilares es frecuente que se produzcan despegamientos parciales que de pasar inadvertidos pueden provocar la aparición de caries bajo el retenedor.
- Método adhesivo empleado.
- Número de unidades pónico.
- Cuando el diente pilar es un diente endodonciado se dan significativamente más fallos dada la pérdida de propiocepción.
- Polimerización por luz incorrecta en potencia o en tiempo.

6.22 Estudios *in vitro* sobre prótesis fijas adhesivas

La literatura sobre prótesis fija adhesiva y más concretamente los estudios *in vitro* han tenido como objetivo básico en las últimas 3 últimas décadas la valoración de los materiales protésicos restauradores libres de metal y determinar si las prótesis adhesivas eran más eficientes cuando se usaban uno o dos retenedores. En estos estudios se han empleado gran número de variables a efectos de obtener datos sobre la supervivencia de este tipo de prótesis.

6.22.1 Estudios *in vitro* con símil de membrana periodontal

Con la intención de dotar a los estudios *in vitro* de unas condiciones lo más parecidas a las naturales, diversos estudios *in vitro* relativos a PFA se realizaron utilizando un símil de membrana periodontal empleando para ello una resina gomosa de uso industrial llamada Anti-Rutsch-Lack (Wenko-Wenselaar, Alemania) (98,211,226,251). Aunque esta técnica y material parece haber caído

progresivamente en desuso en los estudios relativos a la PFA, apareciendo la última reseña de este producto concreto en dos tesis doctorales realizadas en Alemania en 2007, correspondientes a Bublack (128) y a Westphal (220).

Utilizando ya otro producto, un material dental de impresión, el poliéter Impregum™ (3M ESPE) Rosentritt y cols. (212) en 2008 realizaron un estudio *in vitro* sobre PFA con estructura de zirconio o metal, con diseños de uno y dos retenedores retentivos y otra variable consistente en el grosor que daban al símil de membrana periodontal, 2 espesores diferentes de la capa de Impregum™ , grosor 0,7 mm para movilidad de los dientes por debajo de 1 mm y grosor de 1,0 mm para valores de movilidad por encima de 1 mm; una de las conclusiones fue que las PFA de estructura de zirconio podían mostrar mayor longevidad y resistencia a la fractura si los pilares presentaban mayor movilidad. El último estudio referido a PFA del que tenemos constancia en el que se empleara un símil de membrana periodontal es el estudio *in vitro* de Saker y cols. (237) de 2012, en este caso nuevamente se sirvieron del poliéter Impregum™ (3M ESPE) con el que se cubrían las raíces con un grosor de 0,1 mm.

No obstante y en otras líneas de investigación *in vitro* como puede ser la resistencia de los materiales restauradores, protésicos o no, es relativamente frecuente todavía el empleo de un símil de membrana periodontal, bien sea con Impregum™ (3M ESPE) o con Anti-Rutsch-Lack (Wenko-Wenselaar, Alemania)(414-424).

6.22.2 Estudios *in vitro* con envejecimiento: termociclado y carga cíclica

En los estudios *in vitro* es muy frecuente someter a las muestras a un proceso de envejecimiento artificial acelerado denominado termociclado para tratar de asemejar lo más posible las condiciones a

las que se encontrarían las restauraciones en la cavidad bucal. Así pues el termociclado es en los estudios *in vitro* el método más ampliamente aceptado en la literatura científica para reproducir en las restauraciones y piezas dentarias las tensiones dinámicas a temperaturas extremas compatibles con la cavidad oral, con lo que se busca reproducir el llamado estrés térmico (425,426).

Morresi y cols. (426) en 2014 realizaron un estudio que incluyó 192 artículos sobre estudios experimentales realizados entre 1998 y 2013. La mayoría de los estudios realizaban el termociclado manteniendo uniformidad (conforme parámetros ISO) en lo referente a los parámetros de temperatura (5°C-55°C), mas no así en el número de ciclos o en el tiempo de inmersión elegido (425,426). De estos, 23 estudios siguieron la normativa ISO 11405 (International Standards Organization, 1994) referida a todas las condiciones del termociclado:

- Número de ciclos: 500
- Temperatura: 5°C-55°C
- Tiempo de permanencia ≥ 20 s
- Número de ciclos: 10000
- Temperaturas y tiempo de permanencia: 35°C para 28 s, 15°C para 2 s, 35°C para 28s, 45°C para 2 s

Concluyen su estudio que en las condiciones de tanta variabilidad de los estudios la comparación de los resultados entre los mismos parecería ser imposible, los datos disponibles sugieren que se requerirían más investigaciones para desarrollar un protocolo estandarizado de termociclado (426).

Kern y cols. (226) en 1994 publicó un estudio sobre 40 PFA cerámicas de dos retenedores, realizadas en In-Ceram® (Vita) con dos retenedores y dos tipos de preparación dentaria (una consistía en una preparación lingual mínima de carilla y en el cingulo un pequeño

hoyo de diámetro 1,0 mm y 0,5 mm de profundidad, la otra preparación incluía además en proximal del pónico una pequeña caja de 2 x 2 x 0,5 mm). Cada grupo estaba compuesto por 10 muestras, previamente al termociclado sometió a un grupo de las muestras con un tipo de tallado a una inmersión previa de 7 días en una solución de timol al 0,1% a 37°C, y a otro grupo a 150 días en una solución de saliva artificial (agua destilada + sales) a 37°C para posteriormente someterlas a todas las muestras a 18750 ciclos entre 5°C-55°C. Igual procedimiento realizaron con los otros dos grupos de preparación más invasiva. Concluyeron que el grupo sometido a almacenamiento previo de 150 días en saliva artificial y termociclado era más resistente a la fractura que los demás y que el diseño no tenía una influencia significativamente estadística.

Passia y cols. en un ensayo sobre fuerzas de adhesión de 4 diferentes sistemas adhesivos al disilicato de litio y sometieron a las muestras a un proceso en incubadora consistente en agruparlas en 3 grupos que se sometían a diferentes condiciones: 3 días a 100% de humedad relativa y 37 °C sin ciclos térmicos de envejecimiento (termociclado) ; 30 días a 100% humedad, 37 °C y 7500 ciclos a 5°C -55 °C ; 150 días a 100% humedad, 37 °C y 37500 ciclos a 5°C -55 °C y no especifican el tiempo de inmersión de las muestras. Inicialmente, Todos los sistemas adhesivos exhibieron una considerable reducción significativa después de 30 días de almacenamiento. Después de 3, 30 y 150 días, el sistema adhesivo formado por Monobond Plus y Multilink® Automix (Ivoclar Vivadent) que contiene silano, mostraron significativamente mayor fuerza de adhesión a la cerámica de disilicato de litio que los otros sistemas adhesivos universales utilizados, que no contenían silano (378).

Dentro de los estudios revisados que empleaban incubadora y termociclado posterior también destacamos la publicación de Gluskin y cols. en 1995, un estudio sobre postes intraradiculares en incisivos

inferiores (84) así como el estudio de Rosentritt y cols. de 2008 sobre la utilización de estructura de zirconio Cercon® Base (Degudent) y metal cerámica para PFA donde además de simulación de carga cíclica y termociclado introdujeron la variable de diseño de estructura con 1-2 retenedores y la utilización o no de un símil de membrana periodontal (Impregum™, 3M ESPE) en dos grosores diferentes. Tanto las prótesis de zirconio de 1 retenedor o de 2 retenedores soportaron fuerzas suficientes como para poder ser material sustituto del metal en este tipo de prótesis (212).

7 METODOLOGÍA

7.1 Tipo de estudio y variables

Para dar respuesta a los objetivos establecidos se realizó un estudio *in vitro* en el cual las variables independientes fueron:

- material con el que se fabricaron las prótesis adhesivas en extensión (cromo-cobalto cerámica, resina nanocerámica y disilicato de litio monolítico).
- angulación con que se aplicó la fuerza compresiva a las PFA (0° y 45°).
- grosor del retenedor de las PFA (0,9 y 1,1 mm).

Se evaluó la resistencia al fallo (fractura o descementado al aplicar fuerza en el pónico a 0° y 45°) de un total de 120 prótesis adhesivas para restituir un incisivo central inferior en extensión y un retenedor en un incisivo, realizadas con tres tipos de materiales: cromo-cobalto cerámica, IPS e.max© Press monolítico y Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative); y 2 grosor de retenedor: de 0,9 mm y de 1,1 mm (tabla 7-1).

Variable MATERIAL	Variable GROSOR y código muestra	Variable ÁNGULO DE LA FUERZA APLICADA y código muestra	Muestras por grupo
CROMO-COBALTO CERÁMICA (Remanium® Star CL, Dentaurem, Alemania) (Vita VM13, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania)	0.9 mm (C1-C20)	0° ángulo de la fuerza (C1-C10)	10
		45° ángulo de la fuerza (C11-C20)	10
	1,1 mm (C21-C40)	0° ángulo de la fuerza (C21-C30)	10
		45° ángulo de la fuerza (C31-C40)	10
RESINA NANOCERÁMICA (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, 3M ESPE, USA)	0.9 mm (RN1-RN20)	0° ángulo de la fuerza (RN1-RR10)	10
		45° ángulo de la fuerza (RN11-RR20)	10
	1,1 mm (RN21-RN40)	0° ángulo de la fuerza (RN21-RR30)	10
		45° ángulo de la fuerza (RN31-RR40)	10
DISILICATO DE LITIO MONOLÍTICO (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)	0.9 mm (DL1-DL20)	0° ángulo de la fuerza (DL1-DL10)	10
		45° ángulo de la fuerza (DL11-DL20)	10
	1,1 mm (DL21-DL40)	0° ángulo de la fuerza (DL21-DL30)	10
		45° ángulo de la fuerza (DL31-DL40)	10

Tabla 7-1. Grupos y tamaños muestrales, de acuerdo a las variables independientes analizadas: material, grosor del retenedor y ángulo de aplicación de la fuerza.

Las variables dependientes fueron: resistencia a la fractura y tipo de fallo.

El Comité ético de la Universidad Internacional de Cataluña (CEIC) aprobó el protocolo de estudio con el código PRT-ELM-2014-09 (Anexo 5).

7.2 Muestras

Como dientes pilares se utilizaron 120 dientes incisivos inferiores centrales y laterales humanos extraídos por razones terapéuticas, libres de caries, sin restauraciones, sin alteraciones patológicas del esmalte, y que tuvieran las siguientes dimensiones mínimas de la corona: una anchura mesiodistal de 5mm, una altura incisocervical de 9 mm y una anchura vestibulolingual de 6 mm en la porción cervical y de 2 mm en la porción incisal; medidas estándares correspondientes a un incisivo central inferior, según Nelson y Ash (85).

7.2.1 Tamaño muestral

El tamaño muestral se calculó mediante la calculadora GRAMNO (<https://www.imim.cat/ofertadeserveis/software-public/granmo/>) fijando un riesgo alfa de 0,05, un contraste de tipo bilateral, un riesgo beta inferior al 0,20, y considerando 12 grupos muestrales, una diferencia mínima a detectar de 30 N entre dos grupos, una tasa de pérdidas del 10% y una desviación estándar común de 15 N, obtenida a partir de estudios similares (98,211,237,251). Como resultado se obtuvo un tamaño de 10 muestras por grupo.

7.2.2 Preparación de las muestras

La preparación de las muestras tuvo diferentes fases:

- Diseño de las PFA.
- Limpieza, selección y almacenaje de los dientes pilares.
- Fabricación de la base de las muestras y sembrado de los dientes.

7.2.2.1 Diseño de las prótesis fijas adhesivas

Las PFA se diseñaron de acuerdo al supuesto de restituir un incisivo inferior (lateral o central) utilizando como diente pilar un incisivo contiguo (lateral o central) y sin realizar ningún tipo de tallado en el diente pilar. Las prótesis estuvieron constituidas por un pónico en extensión y un único retenedor (figura 7-1).



Figura 7-1. Diseño de la prótesis adhesiva, con sus dos componentes: el pónico en extensión y el retenedor y conector. Vista vestibular (izquierda) y lingual (derecha).

Las dimensiones del pónico y del retenedor se establecieron considerando que el pónico y el diente pilar tenían una anchura mesiodistal de 5 mm, una altura incisocervical de 9 mm y una anchura vestibulolingual de 6 mm en la porción cervical y de 2 mm en la porción

MATERIAL Y MÉTODO

incisal; medidas estándares correspondientes a un incisivo central inferior (tabla 7-2).

DIMENSIONES DE LA CORONA PONTICO		Medida (mm)
Cara lingual	Longitud inciso-cervical	9
	Longitud mesio-distal	5
Cara proximal	Longitud vestibulo-lingual (nivel incisal)	2
	Longitud vestibulo-lingual (nivel cervical)	6

Tabla 7-2. Dimensiones coronales utilizadas como referencia para el diseño del pónico y el retenedor y conector. Datos extraídos de Nelson (85).

7.2.2.1.1 Diseño del retenedor

El diseño partió de la base de que no se realizaba ningún tipo de tallado en el diente pilar, ni perforación en el retenedor. Se buscó el máximo recubrimiento coronario sin que pudiera afectar a la salud periodontal, por lo que el margen gingival se estableció como mínimo a 1 mm por encima de la línea amelocementaria y el margen incisal como mínimo a 2 mm del borde incisal.

Atendiendo a estas consideraciones y las dimensiones coronales de los dientes pilares se estableció el diseño y dimensiones del retenedor. Las dimensiones longitudinales del retenedor supusieron una superficie de contacto con el diente de 26,25 mm² (figura 7-2). El grosor del retenedor se estableció en 0,9 mm y de 1,1 mm.

MATERIAL Y MÉTODO

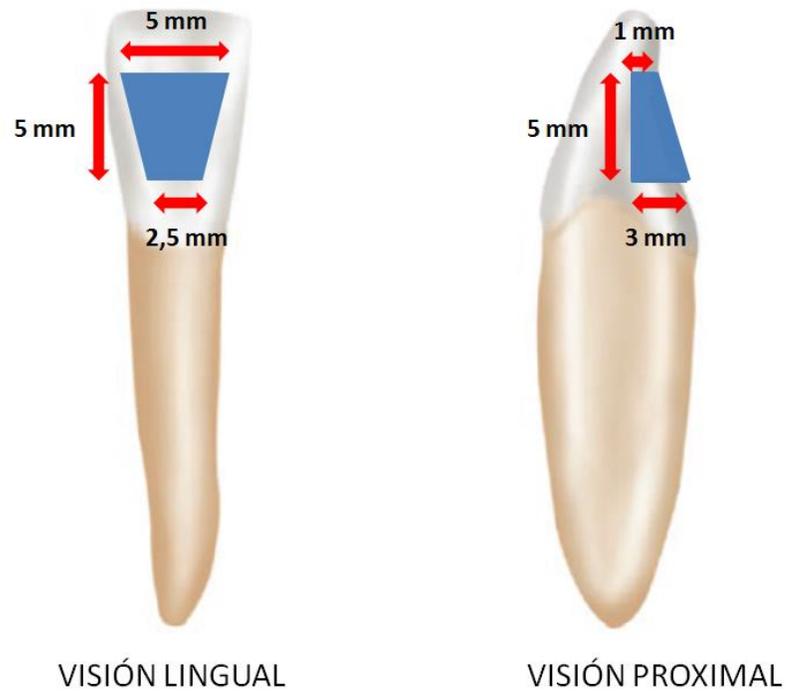


Figura 7-2. Dimensiones del retenedor en una visión lingual y proximal.

7.2.2.1.2 Diseño del conector

Las dimensiones longitudinales de la sección del conector se muestran en la figura 7-3. Estas dimensiones supusieron una superficie seccional de 12,5 mm² cuando el grosor del retenedor era de 0,9 mm y de 13,5 mm² cuando el grosor del retenedor era de 1,1 mm.

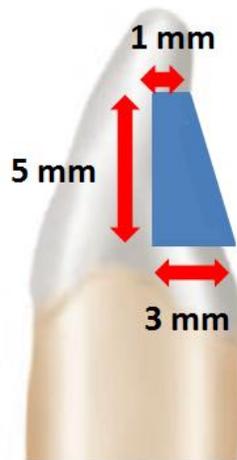


Figura 7-3. Dimensiones longitudinales del conector según el grosor del retenedor.

7.2.2.1.3 Diseño del pónico

El diseño del pónico correspondió al de un incisivo central inferior con forma cervical ovoide y, cuyas dimensiones fueron: anchura mesiodistal de 5 mm, una altura incisocervical de 9 mm y una anchura vestibulolingual de 6 mm en la porción cervical y de 2 mm en la porción incisal; medidas estándares correspondientes a un incisivo central inferior.

7.2.2.2 Selección de los dientes pilares, limpieza y almacenaje

Los dientes fueron limpiados de resto de tejidos blandos con una cureta bajo chorro de agua corriente, y de restos sarro, mediante un instrumento ultrasónico (SP Neutron Power, Satelec- A-DEC, Oregon, USA). El manipulador lo hizo con guantes, mascarilla y gafas de protección. Después se midieron, por un único operador, mediante un pie de rey electrónico (PCE-DCP 200, PCE Ibérica S.L; Albacete, España) (figura 7-4) para comprobar si cumplían los requisitos dimensionales

MATERIAL Y MÉTODO

mínimos: anchura mesiodistal de 5 mm, una altura incisocervical de 9 mm y una anchura vestibulolingual de 6 mm en la porción cervical y de 2 mm en la porción incisal. En caso de cumplirlos fueron seleccionados y se procedió a su almacenaje y fueron conservados en una solución de Cloramina T al 0,5%, hasta su uso que se produjo antes de transcurridos seis meses.

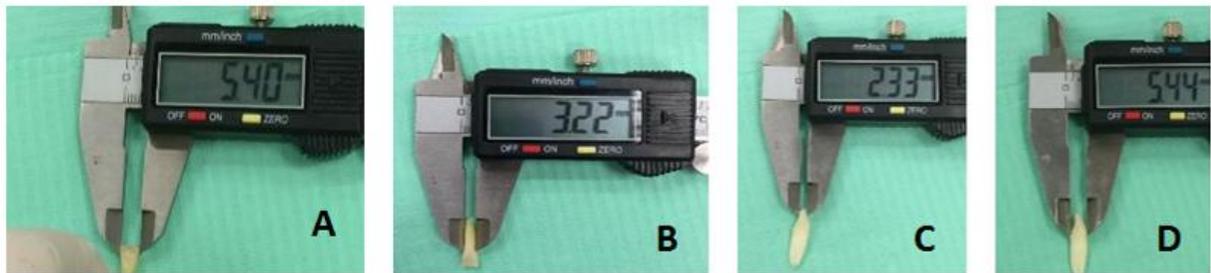


Figura 7-4. Medición mediante el pie de rey de la longitud mesio-distal a nivel del borde incisal de la corona (A) y a nivel cervical (B), y de la longitud vestibulo-lingual a nivel del borde incisal (C) y a nivel cervical (D).

La cloramina T al 5% se preparó a partir de la disolución de 5 g de cloramina T (Acofarma distribución, SA; Terrassa, España) en 1000 mL de agua destilada marca Adesco (Adesco S.A., Barcelona).

7.2.2.3 Fabricación de la base de las muestras y sembrado de los dientes

Para poder aplicar el ensayo de resistencia a la fractura se requirió que las muestras contaran con una base cuadrangular (figura 7-5). La base se fabricó con resina acrílica autopolimerizable (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania). Para el encofrado se utilizó un tubo cuadrado de acero de 20 mm x 20 mm. Para el sembrado de los dientes se utilizó un paralelizador (Mestra 080410, Talleres Mestraitua S.L., Bilbao, España) (figura 26).

MATERIAL Y MÉTODO



Figura 7-5. A. Tubo de acero utilizado para el encofrado. B. Material y paralelizador utilizado para el encofrado y sembrado.

Previamente a utilizar el paralelizador se hizo un equilibrado de la plataforma de la base del paralelizador usada para fijar los modelos de yeso, colocándola horizontal. Para ajustar la horizontalidad se utilizó un smartphone y la aplicación informática Surface Level (Skypaaw, USA) (figura 7-6).

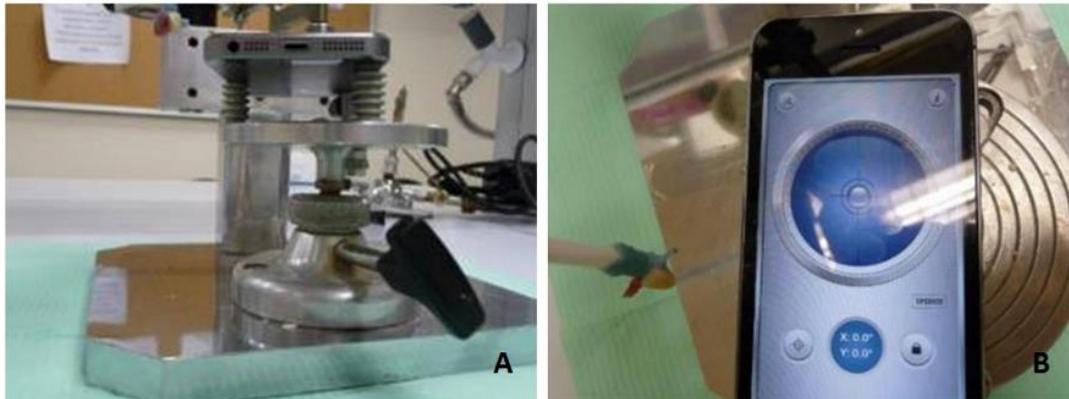


Figura 7-6. A. Base del paralelizador con el smartphone para la nivelación. B. smartphone con el software de nivelado activado.

Para un sembrado homogéneo de los dientes se fabricó una llave de posicionado de los tubos de encofrado y de los dientes pilares,

MATERIAL Y MÉTODO

colocando un tubo en el centro de la plataforma de la base del paralelizador y fijándolo con composite fluido fotopolimerizable (figura 7-7).

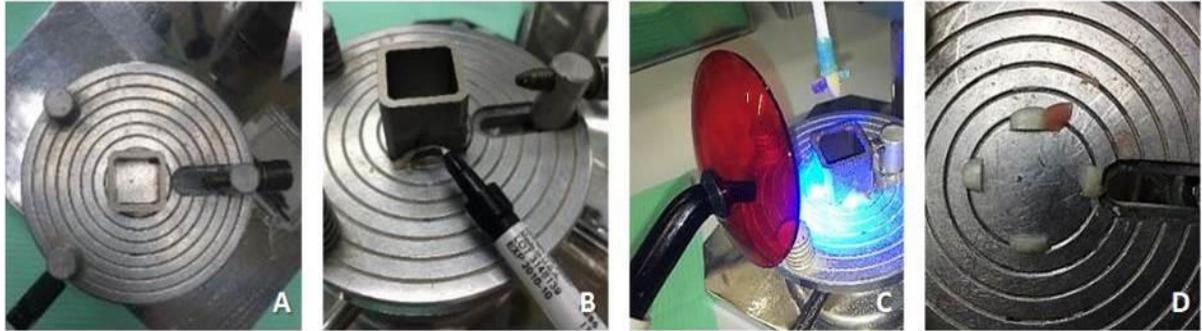


Figura 7-7. A. Tubo de encofrado centrado en la plataforma de la base del paralelizador. B. Aplicación de composite fluido para la confección de la llave de posicionado. C. Fotopolimerizado del composite de la llave. D. Llave confeccionada.

Para el sembrado de los dientes con el paralelizador se utilizó una llave compuesta por un pónico (incisivo inferior central prefabricado de resina), un retenedor de resina y un vástago de plástico (figura 7-8).



Figura 7-8. Llave posicionadora para el sembrado de los dientes.

Los dientes pilares se fijaron al posicionador del paralelizador mediante cera (Wax Utility strips round, Coltene/Whaledent, Altstätten, Suiza) y paralelizando su eje mayor con el del vástago de plástico (figura 7-9).

MATERIAL Y MÉTODO

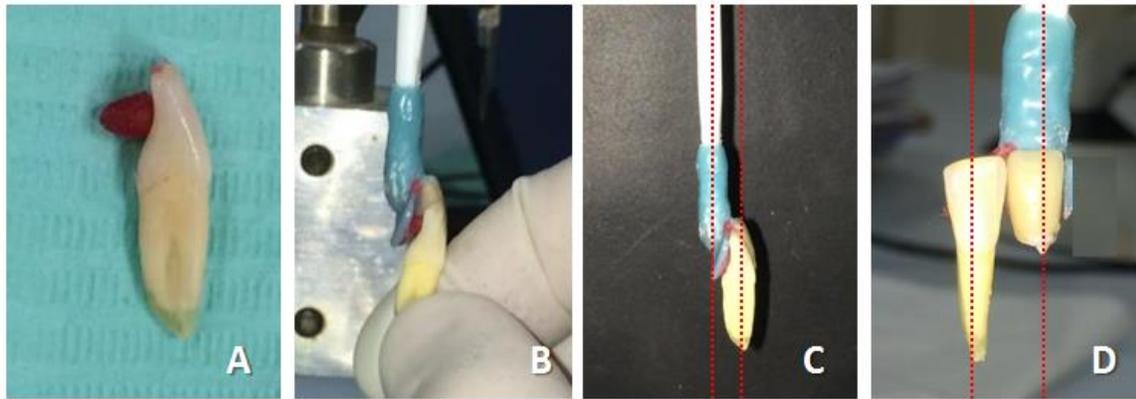


Figura 7-9. A. Cera de fijación colocada en la cara lingual de un incisivo. B. Fijación del diente a la llave posicionadora. C. Comprobación del paralelismo del eje mayor del diente en su cara proximal respecto al vástago del paralelizador. D. Comprobación del paralelismo del eje mayor del diente en su cara vestibular respecto al vástago del paralelizador.

Para la confección de la base de resina se utilizó el tubo de acero referido, al cual se aplicó vaselina (Vaselina esterilizada Orraván, Laboratorio farmacéutico Orraván, Sant Joan Despí, Barcelona, España) en su parte interna y se selló con cinta adhesiva en uno de sus extremos (figura 7-10).

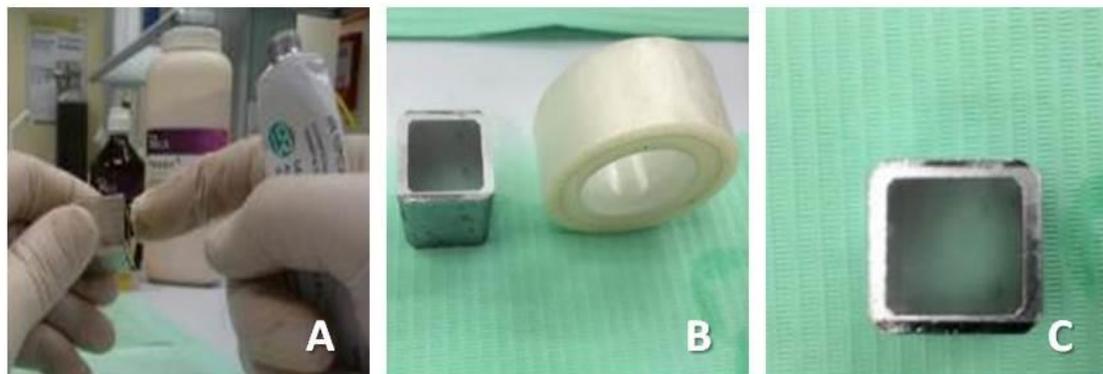


Figura 7-10. A. Colocación de vaselina en la parte interna del tubo de acero. B y C. Sellado con la cinta adhesiva.

Seguidamente se procedió a rellenar los tubos con resina acrílica autopolimerizable (Paladur, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemania) y a sembrar los dientes en el paralelizador mediante el posicionador. Los

MATERIAL Y MÉTODO

dientes se sumergieron en la resina hasta dejar su línea amelocementaria a unos 2 mm por encima de la resina (figura 7-11).

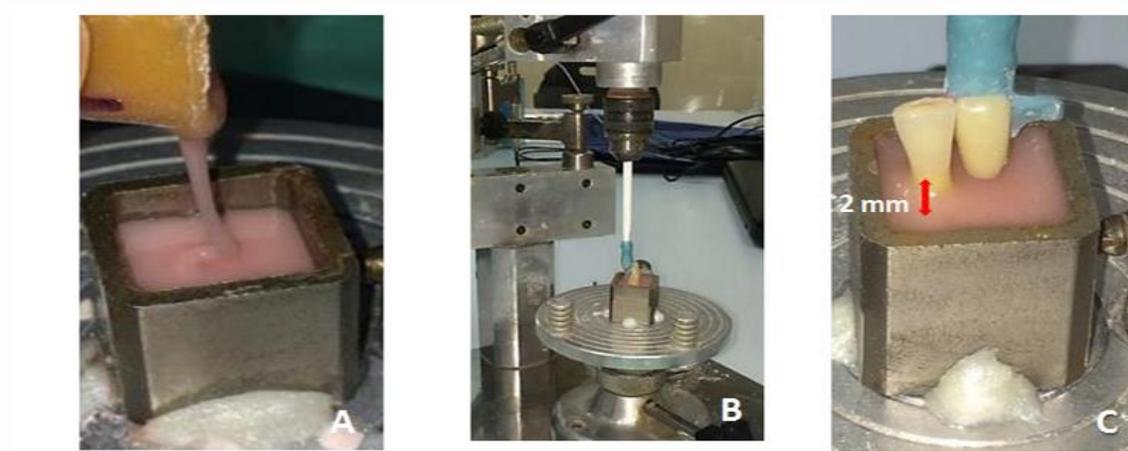


Figura 7-11. A. Rellenado del tubo de acero con resina acrílica. B. Paralelizador con el posicionador y el diente a sembrar. C. Sembrado del diente.

Una vez fraguada la resina se eliminaron del diente los restos de cera que pudieron quedar de la utilizada para el sembrado, primero mediante una cureta periodontal y después con piedra pómez aplicada mediante un contraángulo con una copa de goma para limpieza dental. Una vez limpios los dientes se retiraron los tubos de acero utilizados para los encofrados y se fresó una concavidad de donde se iba a situar el pónico (figura 7-12).

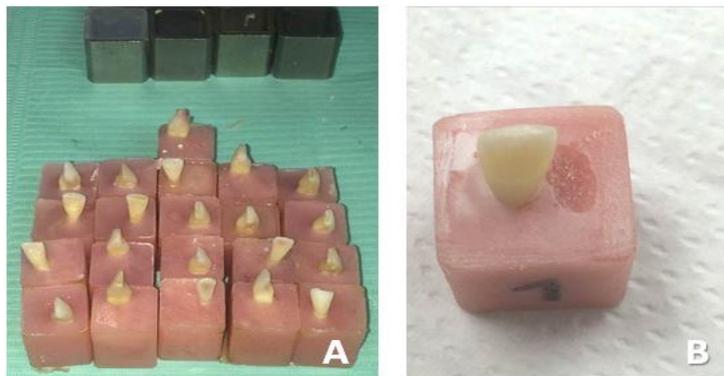


Figura 7-12. A. Dientes limpiados con su base de resina. B. Concavidad en la base de resina de una muestra a nivel del futuro pónico.

MATERIAL Y MÉTODO

Tras este procedimiento los dientes fueron distribuidos aleatoriamente en igual número en 6 contenedores y nuevamente se almacenaron sumergiéndolos en clorina T al 0,5%. Los contenedores fueron enviados al laboratorio dental para la confección de las prótesis.

7.2.3 Materiales empleados en el estudio

Los materiales utilizados para la fabricación de las prótesis se relacionan en la tabla 7-3 y las propiedades físicas de los materiales de los retenedores se muestran en el Anexo 1.

Tipo de prótesis (procesado)	Material	Composición	Fabricante/País
Cromo-cobalto cerámica Cromo-cobalto (Sinterizado) Cerámica póntico (Estratificación)	Remanium® Star MD I Vita VM13	Co:60,5 Cr:28 W:9 Si:1,5 por debajo del 1 %: Fe,Mn,N,Nb (porcentaje en masa) Cerámica feldespática	Dentaurum,Alemania Vita, Alemania
Disilicato de litio (Inyección)	IPS e.max Press®	SiO ₂ > 57 % en peso Otros componentes: Li ₂ O, K ₂ O, MgO, ZnO ₂ , Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ y otros óxidos Maquillaje con Emax ceram Shade 1 y Emax ceram Glaze paste	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Resina nanocerámica (Fresado)	Lava® Ultimate	Nanómeros de sílice (20nm) Nanómeros de zirconio (4 a 11nm) Partículas nanocluster (0'6-10 µm)	3M-ESPE , USA

Tabla 7-3. Materiales y procesado empleados en las prótesis

7.2.4 Confección de las prótesis

En el laboratorio dental (Technos Prótesis Dental, Mataró, España) cada uno de los 6 contenedores de dientes fue asignado aleatoriamente para la fabricación de cada uno de los 6 tipos de prótesis en estudio y se procedió a la digitalización de los dientes mediante un escáner de laboratorio dental (3D Dental Scanner Optical Reveng, Rezzato, Brescia, Italia), y al diseño de las prótesis mediante un software de diseño digital (ExoCad dental CAD, ExoCad GmbH, Darmstadt, Alemania) de acuerdo a las dimensiones ya descritas (figuras 7-13 y 7-14). En los retenedores se dejó un espacio de 0,07 mm para el cemento.



Figura 7-13. Diferentes planos de visión de un diente escaneado y la prótesis que se diseñó.

MATERIAL Y MÉTODO

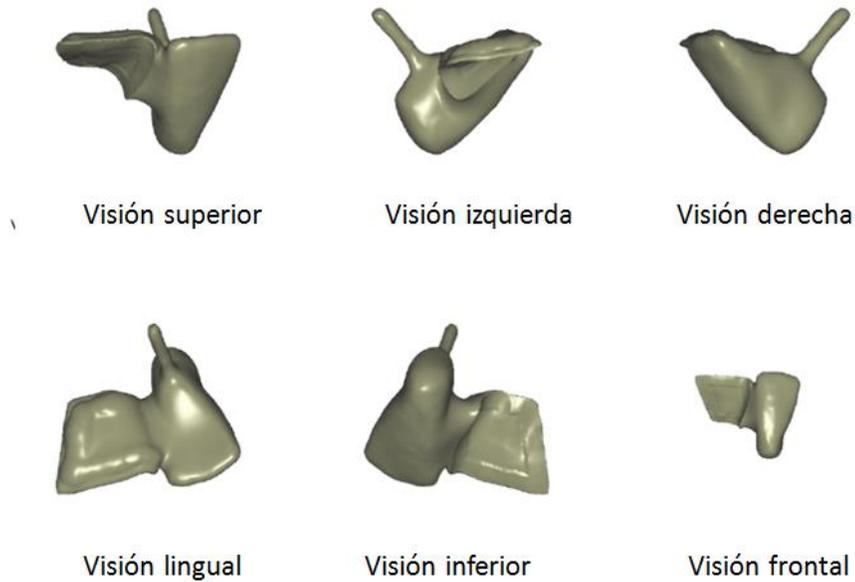


Figura 7-14. Diferentes planos de visión de una prótesis diseñada.

Seguidamente se especifican los pasos seguidos para cada tipo de material.

7.2.4.1 Prótesis de cromo-cobalto cerámica

La fabricación de la estructura metálica de cromo-cobalto fue mediante sinterizado por láser y corrió a cargo del Laboratorio Diseño Dental Valencia (Valencia, España). La cerámica corrió a cargo del laboratorio Technos Prótesis Dental (Mataró, España).

7.2.4.2 Prótesis de disilicato de litio

La fabricación se realizó mediante inyección de IPS e.max® Press color A2 y corrió a cargo del laboratorio Technos Prótesis Dental (Mataró, España).

7.2.4.3 Prótesis de nanocerámica

La fabricación fue a partir de bloques de Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative (color A2) mediante la fresadora Roland Dwx-50 (Roland DGA Corporation, USA), y corrió a cargo del laboratorio ZIRCONART Dental CAD/CAM LAB (Cornellá de Llobregat, España).

7.2.5 Control de calidad de las prótesis

Una vez confeccionadas las prótesis fueron examinadas para comprobar que el retenedor presentaba un buen ajuste al diente pilar y que la prótesis cumplía con los requisitos dimensionales establecidos, tanto a nivel del retenedor como del pónico. El ajuste se evaluó con lupas de magnificación de 2,5 aumentos (Essential, Exam Vision Aps, Samsø, Dinamarca) y un pie de rey electrónico (PCE-DCP 200, PCE Ibérica S.L; Albacete, España) (figura 7-15). Para el control del grosor del retenedor se tuvo que modificar el pie de rey para permitir la medición en superficies no planas.



Figura 7-15. Comprobación mediante el pie de rey electrónico de las dimensiones de las prótesis confeccionadas en tres lugares distintos.

7.3 Preparación de las superficies

Las diferentes superficies protésicas recibieron tratamientos específicos al material empleado.

7.3.1 Prótesis de cromo-cobalto cerámica

La superficie de la prótesis a adherir al diente fue tratada con abrasionado de polvo de óxido de aluminio de 150 micras (Protechno, Vilamalla, Gerona, España) a 3 bar de presión y aplicado a una distancia de 2 cm, mediante la chorreadora Airsonic® Mini Sandblaster (Hager Werken GmbH, Duisburg, Alemania) (figura 7-16).



Figura 7-16. Chorreadora Airsonic® Mini Sandblaster.

La parte de la prótesis que no tenía que ser abrasionada fue protegida mediante cinta de teflón Griffón® (Bison International, Goes, Holanda). Posteriormente la prótesis fue limpiada con un chorro de agua a presión durante 15 s y secado con aire durante 15 s mediante la pistola agua-aire de un sillón dental. Seguidamente se aplicó ácido ortofosfórico (Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) al 37% durante 30 s (figura 7-17), tras los cuales se limpió nuevamente con un chorro de agua a presión durante 15 s y se secó con aire durante otros 15 s. Finalmente, mediante un pincel se aplicó alcohol etílico al 96% (Alcohol 96° Sanilabo, Benetuser, Valencia, España) que se dejó evaporar.

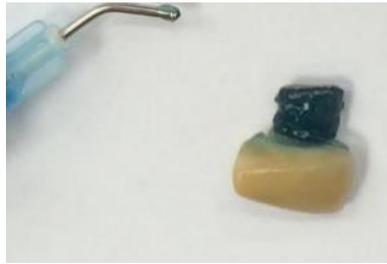


Figura 7-17. Aplicación de ácido ortofosfórico al retenedor de una prótesis de cromo-cobalto cerámica.

7.3.2 Prótesis de resina nanocerámica

La superficie de la prótesis a adherir al diente fue tratada mediante abrasión con polvo de sílice de partículas de 30 micras (Cojet™ Sand, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) a 2,4 bar a una distancia de 5 mm hasta que la superficie tuvo una apariencia mate (aproximadamente a los 10 segundos). El arenado se realizó con chorreadora (Airsonic® Mini Sandblaster, Hagger Werken GmbH, Duisburg, Alemania). La parte de la prótesis que no tenía que ser arenada fue protegida mediante cinta de teflón (figura 7-18). La prótesis fue limpiada con un chorro de agua a presión y secado con aire libre de aceite mediante la pistola agua-aire de un sillón dental.



Figura 7-18. A. Prótesis con el retenedor expuesto y el resto protegido por cinta de teflón. B. Retenedor con brillo, antes del arenado. C. Retenedor mate, después del arenado.

7.3.3 Prótesis de disilicato de litio

La superficie de la prótesis a adherir al diente fue tratada mediante ácido fluorhídrico al 5% (IPS® Ceramic Etching gel, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) durante 20 segundos. Tras este intervalo la prótesis fue limpiada con un chorro de agua durante 15 s a presión y secada durante 5 s con aire libre de aceite mediante una pistola agua-aire de un sillón dental. Seguidamente, a la zona grabada se le aplicó ácido ortofosfórico al 37% (Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) durante 60 s. Se lavó con agua 15 s y se secó con aire otros 15 s.

El tratamiento de la superficie dental fue en todos los casos el mismo. A la corona clínica de los dientes se le aplicó piedra pómez mediante un contraángulo y una copa de goma para limpieza dental, y seguidamente se limpiaron con un chorro de agua a presión durante 15 s y se secaron durante otros 15 s con aire mediante la pistola agua-aire de un sillón dental. Seguidamente se procedió al grabado del esmalte de la zona donde se procedería a adherir la prótesis con ácido ortofosfórico al 37% (Scotchbond™ Universal Etchant, 3M, Saint Paul, MN, USA) durante 15 s (figura 7-19), tras los cuales se procedió al lavado con agua a presión durante 15 s y al secado con aire durante 15 s.

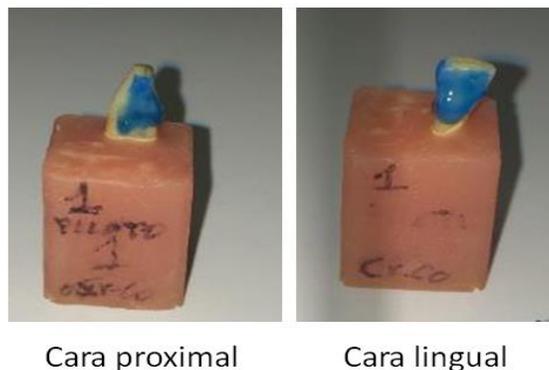


Figura 7-19. Grabado ácido del diente en las caras donde se procedería a adherir la prótesis.

7.4 Cementado

Para el cementado de todas las prótesis se utilizó un cemento de resina adhesiva de polimerización dual (RelyX™ Ultimate Translúcido, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) y un adhesivo universal (Scotchbond™ Universal, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA).

Tanto a la corona del diente como a la parte de la prótesis a adherir se aplicó el adhesivo universal mediante un pincel que se frotó durante 20 segundos. Después se aplicó aire con la pistola agua-aire a una distancia de 5 cm hasta constatar que la película de adhesivo no se movía. No se polimerizó el adhesivo.

Se aplicó el cemento de resina en la superficie de la prótesis a adherir y seguidamente la prótesis fue asentada y estabilizada manualmente sobre el diente correspondiente. Se procedió a retirar el sobrante de cemento mediante un pincel con glicerina (Glicerina Betafarm, Laboratorios Betamadrileño S.L., Getafe, España) y después se realizó una breve polimerización en incisal, vestibular y lingual de 1 s por cara, mediante la lámpara de polimerización Blue Phase® (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) previamente calibrada (figura 7-20).

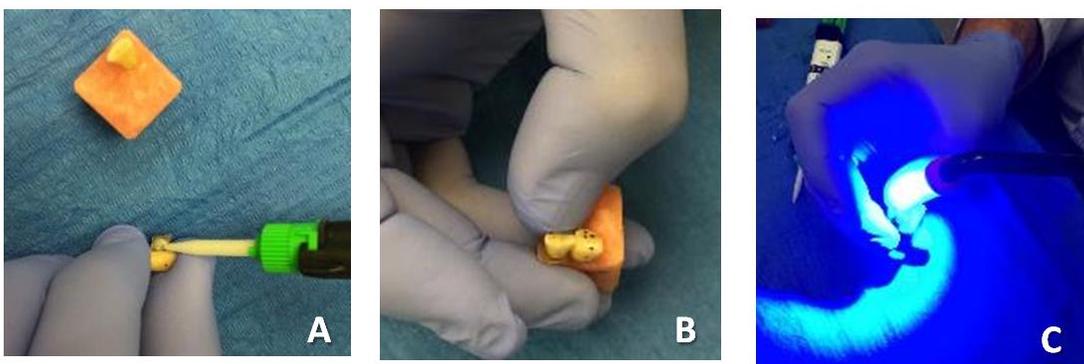


Figura 7-20. A. Aplicación del cemento de resina. B. Estabilización manual de la prótesis sobre el diente. C. Fotopolimerización del cemento desde incisal.

MATERIAL Y MÉTODO

Los excesos de cemento se retiraron mediante una hoja de bisturí del nº 12 (871B/12, Carl Martin GmbH, Solingen, Alemania) y después se aplicó glicerina líquida (Glicerina Betafarm, Laboratorios Betamadrileño S.L., Getafe, España) mediante un pincel en los márgenes de la superficie adherida, tras lo cual se procedió a polimerizar desde incisal, vestibular y lingual durante 20 s por cara. Transcurridos 6 minutos, para asegurar la total polimerización del cemento, se procedió a eliminar mediante una hoja de bisturí del nº 12 (871B/12, Carl Martin GmbH, Solingen, Alemania) cualquier resto de cemento que hubiera quedado.

Cementadas las muestras fueron almacenadas en un contenedor (figura 7-21) dentro de una estufa (Memmert, Schabach, Alemania) a 37°C y a una humedad del 100% durante 24h, antes de ser sometidas a termociclado.



Figura 7-21. Las muestras con las prótesis ya cementadas se almacenaron en un contenedor.

7.5 Termociclado de las muestras

Todas las muestras fueron sometidas a un termociclado de 2000 ciclos, consistente en dos baños de 5° y 55°, con una duración de 30

segundos por baño, en la máquina termocicladora de la Facultad de Odontología de la Universidad Internacional de Cataluña (figura 7-22).



Figura 7-22. Termocicladora de la Facultad de Odontología (UIC).

7.6 Ensayos de resistencia a la fractura

Los ensayos de resistencia a la fractura se realizaron en la Universitat Politècnica de Catalunya utilizándose la máquina de ensayos universal Bionix-858 (MTS Systems Co., Eden Prairie, MN, USA) (figura 7-23). La máquina estuvo controlada mediante una conexión a un ordenador con el programa informático Testworks 4 (MTS Systems Co., Eden Prairie, MN, USA). Se aplicó fuerza compresiva hasta la fractura o descementado de la prótesis.

MATERIAL Y MÉTODO



Figura 7-23. Máquina de ensayos universal Bionix-370 (UPC).

La fuerza fue aplicada mediante un vástago de acero de punta hemisférica de 6 mm de diámetro que se desplazaba a una velocidad de 5 mm/min. Entre el vástago y la prótesis se interpuso un papel de articular de 200 micras de grosor (Articulating Paper BK01, Dr. Jean Bausch GmbH & Co, Colonia, Alemania) para favorecer una distribución más uniforme de la fuerza en el punto de aplicación.

Las 20 muestras de cada uno de los 6 grupos de estudio, formados atendiendo al material (cromo-cobalto cerámica, resina nanocerámica y disilicato de litio) y al grosor del retenedor (0,9 mm y 1,1 mm), fueron divididos en 2 subgrupos de 10 muestras. En uno de los subgrupos la fuerza compresiva se aplicó verticalmente (0° de angulación) en el punto medio mesiodistal del borde incisal del diente pónico. En el otro subgrupo la fuerza se aplicó en el punto medio mesiodistal de la cara

MATERIAL Y MÉTODO

vestibular del pónico a 1 mm por debajo del borde incisal con un angulación de 45° (figura 7-24).

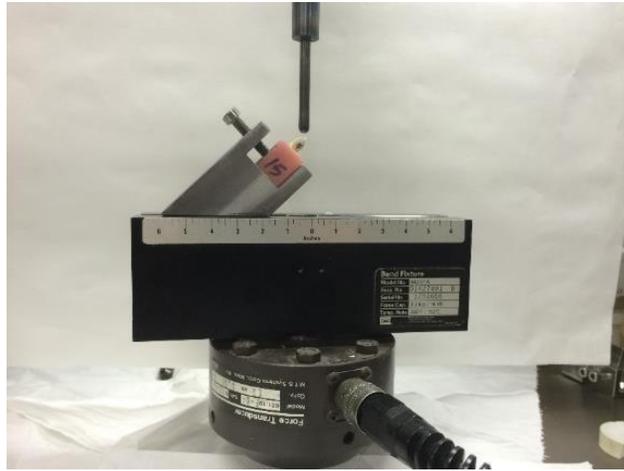


Figura 7-24. Plataforma de la maquina Bionix-370 y el dispositivo que sujeta la muestra a 45° respecto al puntero que aplica la fuerza.

Los datos de resistencia a la fractura obtenidos fueron recogidos en una tabla Excel, para su posterior análisis.

7.6.1 Análisis del tipo de fallo

Las muestras fueron analizadas con un esteromicroscopio (Olympus SZ40, Olympus Optical Co. Ltd, Tokyo, Japón) a 30x a fin de determinar el tipo de descementado acontecido. Además se realizaron fotografías mediante una cámara fotográfica digital conectada al esteromicroscopio (Color View, Soft Imaging System, Stuttgart, Alemania).

Los fallos se clasificaron en las siguientes 4 categorías (28,404):

- 1- Descementado por fallo adhesivo a la prótesis
- 2- Descementado por fallo adhesivo al diente
- 3- Descementado por fallo cohesivo del cemento
- 4- Fractura de la prótesis

Las situaciones de descementado mixto (con fallo adhesivo y cohesivo) se clasificaron como descementado por fallo adhesivo a la prótesis o al diente o como descementado cohesivo, en función del tipo de descementado que predominaba en al menos el 75 % de la superficie adherida. Así, por ejemplo, si en el 75% de la superficie había habido un fallo adhesivo a la prótesis, el fallo era clasificado como descementado por fallo adhesivo a la prótesis.

7.7 Análisis estadístico

El análisis descriptivo e inferencial de los datos de resistencia a la fractura y los tipos de fallo obtenidos, se realizó con el programa estadístico STATGRAPHICS CENTURION 15.1 (Statpoint Technologies, Inc. Warrenton, Virginia, USA). Los test para los análisis inferenciales se determinaron de acuerdo a las características de los valores obtenidos, lo cual se especifica en resultados. Se aplicó un nivel de significación del 5%.

8 RESULTADOS

8.1 Resultados de la resistencia a la fractura

Un total de 120 prótesis adhesivas con un retenedor para restituir un incisivo inferior en extensión fueron confeccionados con tres tipos de materiales: cromo-cobalto cerámica, resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative) y disilicato de litio monolítico (IPS e.max® Press) y con 2 grosores de retenedor: de 0,9 mm y de 1,1 mm; y fueron sometidas mediante una máquina de ensayos mecánicos universal a una fuerza compresiva de 0° y 45° a nivel de su pónico hasta su fractura (fractura de la prótesis o su descementado). Durante la realización de las pruebas mecánicas no se produjo la fractura de ningún diente pilar.

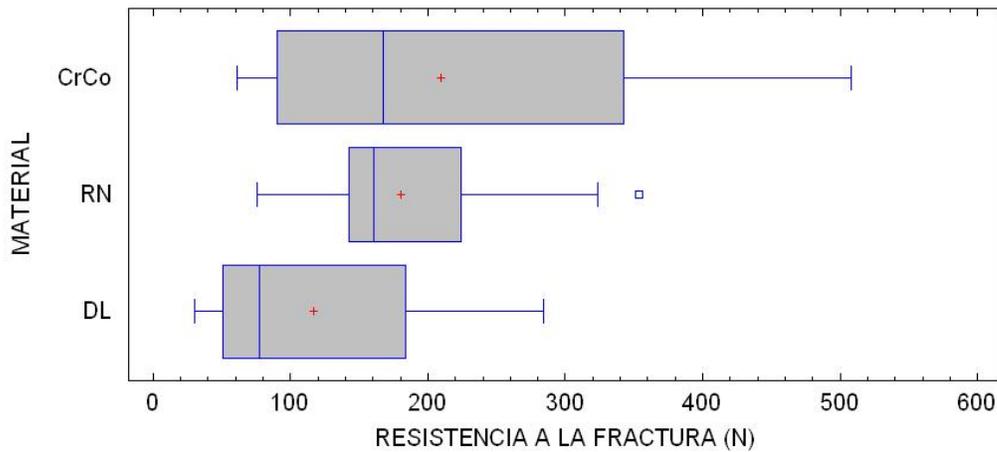
8.1.1 Resistencia a la fractura según el material

El análisis descriptivo de los datos de resistencia a la fractura (fractura de la prótesis o su descementado) (Anexo2) de los tres tipos de materiales se muestra en la tabla 8-1 y su representación gráfica se muestra en la gráfica 8-1.

Material	<i>Cr-Co</i>	<i>R.N</i>	<i>D.L</i>
N	40	40	40
Media	209,5	180,59	117,04
Mediana	167,85	160,6	77,2
Desviación estándar	136,26	66,64	76,13
L. inf. de la media IC 95%	165,92	159,28	201,9
L. sup. de la media IC 95%	253,08	92,69	141,38

Tabla 8-1. Medidas de tendencia central y de dispersión correspondientes a los datos de resistencia a la fractura en Newtons. Códigos: Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio; L. inf. de la media IC 95%= Límite inferior de la media con un intervalo de confianza del 95%; L. sup. de la media IC 95%= Límite superior de la media con un intervalo de confianza del 95%.

RESULTADOS



Gráfica 8-1. Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura en Newtons, según el material de las prótesis. Código: Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio

Para determinar el tipo de prueba a aplicar para comparar datos de los tres tipos de materiales, en primer lugar se comprobó si cumplían los criterios de distribución normal y homogeneidad de varianzas. Para comprobar el primer criterio se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk ($N < 50$) (tabla 8-2), la cual indicó que sólo los datos del grupo de las prótesis de resina nanocerámica (R.N) cumplían el criterio de distribución normal ($p > 0,05$).

Grupo muestral	Prueba estadística	p-valor
Cr-Co	Shapiro-Wilk	0,001
R.N	Shapiro-Wilk	0,085
D.L	Shapiro-Wilk	0,001

Tabla 8-2. P- valores correspondientes a la prueba de Shapiro- Wilk. Códigos: Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio

RESULTADOS

Para comprobar si se cumplía la homogeneidad de varianza entre los datos de los distintos grupos, se utilizó la prueba de Levene (tabla 8-3), la cual indicó que este criterio no se cumplía ($p < 0,05$).

	Estadístico	p-valor
P.Levene	10,0808	0,001

Tabla 8-3. Estadístico y p-valor de la prueba de Levene.

Dados estos incumplimientos la comparación de los grupos se realizó mediante la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis, la cual indicó que se daban diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los distintos grupos ($p < 0,05$) (tabla 8-4).

Grupo muestral	Tamaño muestral	Rango medio
Cr-Co	40	69,425
R.N	40	70,425
D.L	40	41,65
Estadístico= 17,6361 p-valor = 0,000		

Tabla 8-4. p- valor correspondiente a la prueba de Kruskal-Wallis. Códigos: Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio

Para determinar entre que grupos se daban las diferencias se hizo un contraste por pares con la prueba de Mann-Whitney (tabla 8-5), ya que se cumplía el criterio de normalidad sólo en un grupo.

Pares contrastados	Prueba	D.e.s	p-valor
Cr-Co - R.N	Mann-Whitney		0,858
Cr-Co - D.L	Mann-Whitney	*	0,001
R.N - D.L	Mann-Whitney	*	0,001

Tabla 8-5. P-valores del contraste por pares mediante la prueba de Mann-Whitney. Códigos: Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio. D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; (*) indica la existencia de diferencia estadísticamente significativa.

RESULTADOS

Un resumen de los resultados obtenidos se presenta en la tabla 8-6.

Grupo muestral	Media (N)	D.e.s
Cr-Co	209,5	A
R.N	180,587	A
D.L	117,035	B

Tabla 8-6. Valores de las medias en Newton de los grupos comparados. Código: D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; si los grupos tienen la misma letra y columna es indicativo de que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos; si los grupos tienen diferente letra y columna es indicativo de que hay diferencias significativas entre ellos.

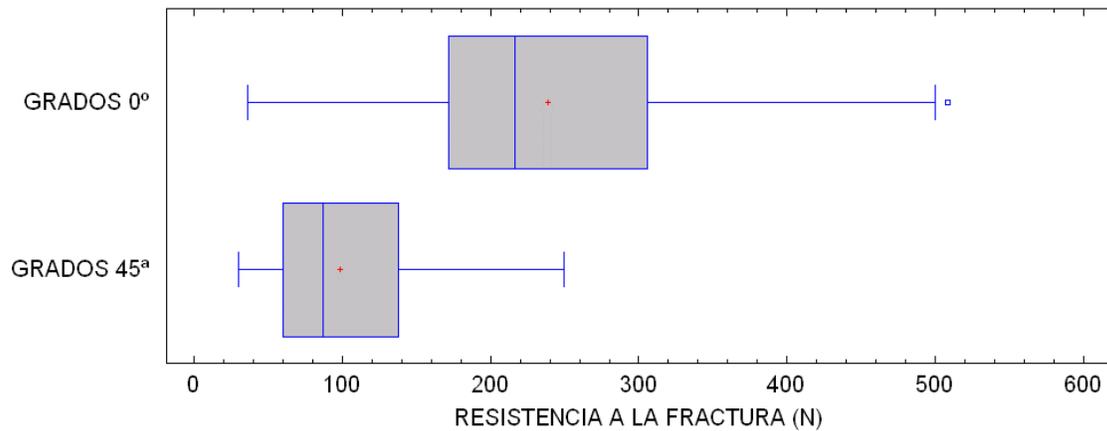
8.1.2 Resistencia a la fractura según el ángulo de aplicación de la fuerza

El análisis descriptivo de datos de resistencia a la fractura (fractura de la prótesis o su descementado) de acuerdo a los dos ángulos en que se aplicó la fuerza se muestran en la tabla 8-7 y su representación gráfica se muestra en la gráfica 8-2.

Ángulo	0°	45°
N	60	60
Media	239,13	98,95
Mediana	216,6	87,3
Desviación estándar	98,70	48,36
L. inf. de la media IC 95%	213,639	86,4529
L. sup. de la media IC 95%	264,631	111,44

Tabla 8-7. Medidas de tendencia central y de dispersión correspondientes a los datos de resistencia a la fractura en Newtons. Códigos: L. inf. de la media IC 95%= Limite inferior de la media con un intervalo de confianza del 95%; L. sup. de la media IC 95%= Limite superior de la media con un intervalo de confianza del 95%.

RESULTADOS



Gráfica 8-2. Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura según el ángulo de aplicación de la carga compresiva.

Para comparar los dos ángulos primero se precisó determinar el tipo de prueba a aplicar. Para ello se comprobó si los dos grupos muestrales cumplían los criterios de distribución normal y homogeneidad de varianzas. Para comprobar el primer criterio se utilizó el test de Kolmogorov-Smirnov ($N > 50$) (tabla 8-8), el cual nos indicó que ambos grupos cumplían el criterio de distribución normal ($p > 0,05$).

Grupo muestral	Prueba estadística	p-valor
0°	Kolmogorov-Smirnov	0,429
45°	Kolmogorov-Smirnov	0,385

Tabla 8-8. P- valores resultantes del test de Kolmogorov-Smirnov.

Para comprobar si se cumplía la homogeneidad de varianza entre los datos de los dos grupos se utilizó la prueba de Levene (tabla 8-9), la cual indicó que este criterio no se cumplía ($p < 0,05$).

	Estadístico	p-valor
P.Levene	15,1972	0,001

Tabla 8-9. Estadístico y p-valor de la prueba de Levene.

RESULTADOS

Dado el incumplimiento de este último criterio la comparación de los dos grupos se realizó mediante la prueba no paramétrica de Mann-Whitney (tabla 8-10), la cual indicó que se daban diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre los dos grupos ($p < 0,05$).

Pares contrastados	Prueba	D.e.s	p-valor
0° - 45°	Mann-Whitney	*	0,01

Tabla 8-10. P-valor de la prueba de Mann-Whitney. Código: D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; (*) indica la existencia de diferencia estadísticamente significativa.

Un resumen de los resultados obtenidos se presenta en la tabla 8-11.

Grupo muestral	Media (N)	D.e.s
0°	239,13	A
45°	98,95	B

Tabla 8-11. Valores de las medias de los dos grupos comparados en Newtons. D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; si los grupos tienen la misma letra y columna es indicativo de que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos; si los grupos tienen diferente letra y columna es indicativo de que hay diferencias significativas entre ellos.

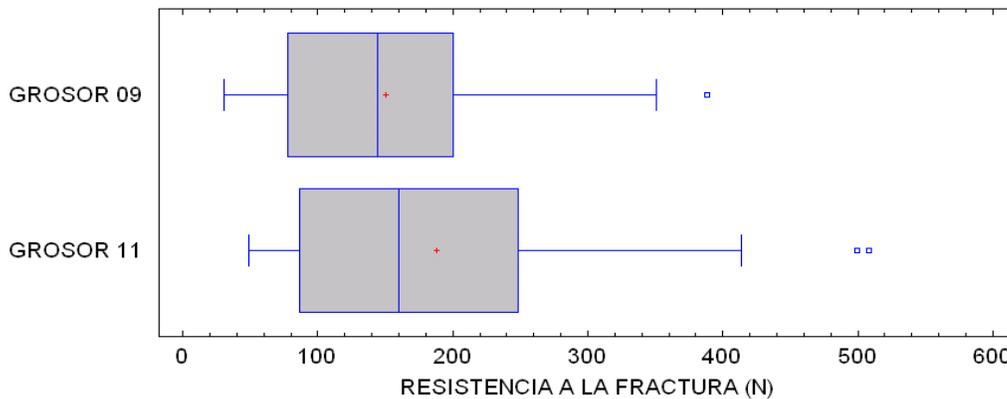
8.1.3 Resistencia a la fractura según el grosor del retenedor de la prótesis

El análisis descriptivo de datos de los dos grosores del retenedor se muestra en la tabla 8-12 y su representación gráfica se muestra en la gráfica 8-4.

RESULTADOS

Grosor	0,9	1,1
N	60	60
Media	150,04	188,04
Mediana	143,85	159,85
Desviación estándar	86,56	117,67
L. inf. de la media IC 95%	127,68	157,64
L. sup. de la media IC 95%	172,41	218,43

Tabla 8-12. Medidas de tendencia central y de dispersión correspondientes a los datos de resistencia a la fractura en Newtons. Códigos: L. inf. de la media IC 95%= Limite inferior de la media con un intervalo de confianza del 95%; L. sup. de la media IC 95%= Limite superior de la media con un intervalo de confianza del 95%.



Gráfica 8-3. Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura según el grosor de l retenedor.

Para comparar los dos grosores primero se determinó el tipo de prueba a aplicar. Para ello se comprobó si los dos grupos muestrales cumplían los criterios de distribución normal y homogeneidad de varianzas. Para la comprobar el primer criterio se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($N > 50$) (tabla 8-13) la cual indicó que ambos grupos cumplían el criterio de distribución normal ($p < 0,05$).

RESULTADOS

Grupo muestral	Prueba estadística	p-valor
0.9	Kolmogorov-Smirnov	0,797
1.1	Kolmogorov-Smirnov	0,289

Tabla 8-13. P- valores correspondiente a la prueba de Kolmogorov-Smirnov

Para comprobar si se cumplía la homogeneidad de varianza entre los datos de los distintos grupos se utilizó la prueba de Levene (tabla 8-14), la cual indicó que este criterio se cumplía ($p=0,05$).

	Estadístico	p-valor
P.Levene	15,1972	0,050

Tabla 8-14. Estadístico y p-valor de la prueba de Levene.

Dado el cumplimiento de estos criterios la comparación de los dos grupos se realizó mediante la prueba paramétrica t de Student-Fisher (tabla 8-15), la cual indicó que no se daban diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre los dos grupos ($p=0,05$).

Pares contrastados	Prueba	D.e.s	p-valor
0.9 - 1.1	t-Student-Fisher		0,05

Tabla 8-15. P-valor de la prueba t de Student-Fisher. Códigos: Código: D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; () indica la existencia de diferencia estadísticamente significativa.*

Un resumen de los resultados obtenidos se presenta en la tabla 8-16.

RESULTADOS

Grupo muestral	Media (N)	D.e.s
1.1	188,04	A
0.9	150,04	A

Tabla 8-16. Valores de las medias en Newtons de los grupos comparados. Código: D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; si los grupos tienen la misma letra y columna es indicativo de que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos; si los grupos tienen diferente letra y columna es indicativo de que hay diferencias significativas entre ellos.

8.1.4 Resistencia a la fractura según las tres variables (material de la prótesis- ángulo de aplicación de la fuerza- grosor del retenedor)

La consideración de las tres variables supuso el establecimiento de 12 grupos muestrales, los cuales codificamos con los acrónimos de los materiales, el ángulo de aplicación de la fuerza y el grosor del retenedor (tabla 8-17). Esta codificación ha sido la utilizada en las distintas tablas y gráficas ilustrativas de los análisis de los datos realizados en este apartado.

Código	Material	Ángulo de la fuerza	Grosor del retenedor
CrCo 0 9	Cromo-cobalto cerámica	0°	0,9
CrCo 0 11	Cromo-cobalto cerámica	0°	1,1
CrCo 45 9	Cromo-cobalto cerámica	45°	0,9
CrCo 45 11	Cromo-cobalto cerámica	45°	1,1
RN 0 9	Resina nanocerámica	0°	0,9
RN 0 11	Resina nanocerámica	0°	1,1
RN 45 9	Resina nanocerámica	45°	0,9
RN 45 11	Resina nanocerámica	45°	1,1
DL 0 9	Disilicato de litio	0°	0,9
DL 0 11	Disilicato de litio	0°	1,1
DL 45 9	Disilicato de litio	45°	0,9
DL 45 11	Disilicato de litio	45°	1,1

Tabla 8-17. Códigos utilizados para los distintos grupos de tipos de prótesis.

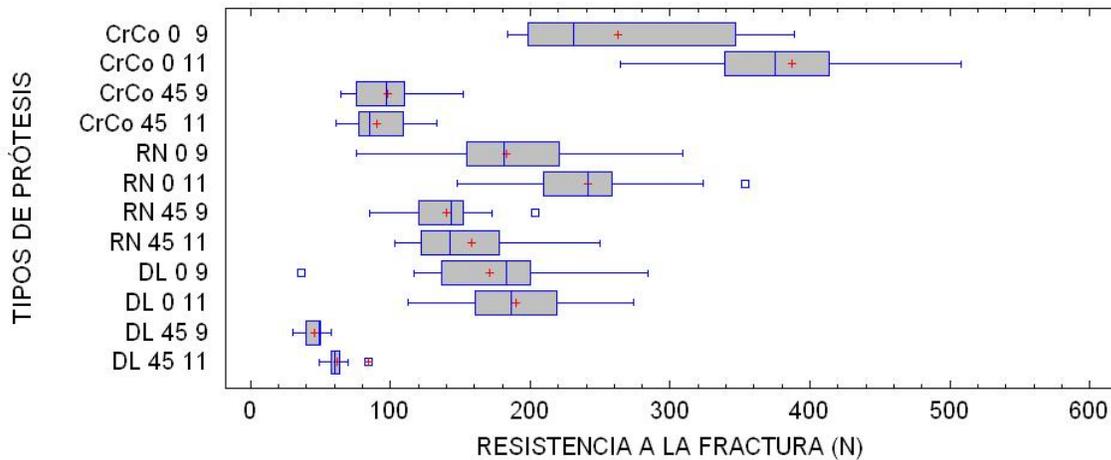
RESULTADOS

El análisis descriptivo de datos teniendo en cuenta las tres variables se muestra en la tabla 8-18 y su representación gráfica se muestra en la gráfica 8-5.

A-Cromo-cobalto cerámica	CrCo 0 9	CrCo 0 11	CrCo 45 9	CrCo 45 11
N	10	10	10	10
Media	262,72	387,12	97,84	90,32
Mediana	231,05	374,9	97	85,2
Desviación estándar	77,24	74,08	25,89	22,29
L. inf. de la media IC 95%	207,47	334,13	79,32	74,38
L. sup. de la media IC 95%	317,98	440,11	116,36	106,26
B-Resina nanocerámica	RN 0 9	RN 0 11	RN 45 9	RN 45 11
N	10	10	10	10
Media	183,13	240,95	139,86	158,41
Mediana	181,45	240,95	143,85	143
Desviación estándar	73,33	63,32	35,69	46,22
L. inf. de la media IC 95%	130,67	195,66	114,33	125,35
L. sup. de la media IC 95%	235,59	286,24	165,39	191,48
C-Disilicato de litio	DL 0 9	DL 0 11	DL 45 9	DL 45 11
N	10	10	10	10
Media	171,2	189,69	45,52	61,73
Mediana	182,7	186,75	48,8	59,9
Desviación estándar	68,23	45,62	8,81	9,78
L. inf. de la media IC 95%	122,39	157,06	39,22	54,73
L. sup. de la media IC 95%	220,01	222,33	51,82	68,73

*Tabla 8-18. Medidas de tendencia central y de dispersión correspondientes a los datos de resistencia a la fractura en Newtons, para el cromo-cobalto cerámica (A), la resina nanocerámica (B) y el disilicato de litio (C)
Códigos: L. inf. de la media IC 95%= Limite inferior de la media con un intervalo de confianza del 95%; L. sup. De la media IC 95%= Limite superior de la media con un intervalo de confianza del 95%.*

RESULTADOS



Gráfica 8-4. Diagrama de cajas correspondiente a los valores de resistencia a la fractura de los distintos tipos de prótesis codificados.

A fin de determinar si era factible aplicar la prueba estadística paramétrica ANOVA multifactorial, en primer lugar se valoró si los datos de los distintos grupos de muestras cumplían los criterios de distribución normal y homogeneidad de varianzas. Para la comprobación del primer criterio se utilizó el test de Shapiro Wilk ($N < 50$) (tabla 8-19), el cual indicó que todos los grupos cumplían el criterio de distribución normal ($p > 0,05$).

Grupo muestral	Prueba estadística	p-valor
Cr-Co 0° 0.9	Shapiro-Wilk	0,082
Cr-Co 0° 1.1	Shapiro-Wilk	0,533
Cr-Co 45° 0.9	Shapiro-Wilk	0,631
Cr-Co 45° 1.1	Shapiro-Wilk	0,660
R.N 0° 0.9	Shapiro-Wilk	0,787
R.N 0° 1.1	Shapiro-Wilk	0,617
R.N 45° 0.9	Shapiro-Wilk	0,450
R.N 45° 1.1	Shapiro-Wilk	0,176
D.L 0° 0.9	Shapiro-Wilk	0,888
D.L 0° 1.1	Shapiro-Wilk	0,990
D.L 45° 0.9	Shapiro-Wilk	0,057
D.L 45° 1.1	Shapiro-Wilk	0,148

Tabla 8-19. p- valores resultantes del test de Shapiro- Wilk de los distintos tipos de prótesis.

RESULTADOS

Para comprobar si se cumplía la homogeneidad de varianza entre los datos de los distintos grupos, se utilizó la prueba de Levene (tabla 8-20), el cual indicó que este criterio no se cumplía ($p < 0,05$).

	Estadístico	p-valor
P.Levene	8,50659	0,001

Tabla 8-20. Estadístico y p-valor de la prueba de Levene.

Este incumplimiento obligó a aplicar la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis, la cual indicó que se daban diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre los grupos ($p < 0,05$) (tabla 8-21).

Grupo muestral	Tamaño muestral	Rango medio
Cr-Co 0° 0.9	10	94,4
Cr-Co 0° 1.1	10	113,5
Cr-Co 45° 0.9	10	36,7
Cr-Co 45° 1.1	10	33,1
R.N 0° 0.9	10	71,55
R.N 0° 1.1	10	91,35
R.N 45° 0.9	10	55,75
R.N 45° 1.1	10	63,05
D.L 0° 0.9	10	65,9
D.L 0° 1.1	10	76,4
D.L 45° 0.9	10	6,8
D.L 45° 1.1	10	17,5
Estadístico= 94,158 p-valor = 0,0		

Tabla 8-21. P- valor correspondiente a prueba de Kruskal-Wallis de los distintos tipos de prótesis.

Para determinar entre que grupos se daban las diferencias se realizó un contraste por pares. El tipo de prueba para el contraste se estableció según si se cumplía el criterio de homogeneidad, determinado con la prueba de Levene (tabla 8-22).

RESULTADOS

Pares contrastados	p-valor	Pares contrastados	p-valor
CrCo 0 9 - CrCo 0 11	0,597	CrCo 45 11 - RN 45 11	0,232
CrCo 0 9 - CrCo 45 9	0,013	CrCo 45 11 - DL 0 9	0,047
CrCo 0 9 - CrCo 45 11	0,009	CrCo 45 11 - DL 0 11	0,085
CrCo 0 9 - RN 0 9	0,713	CrCo 45 11 - DL 45 9	0,042
CrCo 0 9 - RN 0 11	0,344	CrCo 45 11 - DL 45 11	0,052
CrCo 0 9 - RN 45 9	0,034	RN 0 9 - RN 0 11	0,522
CrCo 0 9 - RN 45 11	0,109	RN 0 9 - RN 45 9	0,050
CrCo 0 9 - DL 0 9	0,484	RN 0 9 - RN 45 11	0,172
CrCo 0 9 - DL 0 11	0,114	RN 0 9 - DL 0 9	0,706
CrCo 0 9 - DL 45 9	0,002	RN 0 9 - DL 0 11	0,183
CrCo 0 9 - DL 45 11	0,002	RN 0 9 - DL 45 9	0,001
CrCo 0 11 - CrCo 45 9	0,067	RN 0 9 - DL 45 11	0,001
CrCo 0 11 - CrCo 45 11	0,049	RN 0 11 - RN 45 9	0,210
CrCo 0 11 - RN 0 9	0,835	RN 0 11 - RN 45 11	0,486
CrCo 0 11 - RN 0 11	0,710	RN 0 11 - DL 0 9	0,809
CrCo 0 11 - RN 45 9	0,133	RN 0 11 - DL 0 11	0,552
CrCo 0 11 - RN 45 11	0,313	RN 0 11 - DL 45 9	0,011
CrCo 0 11 - DL 0 9	0,887	RN 0 11 - DL 45 11	0,012
CrCo 0 11 - DL 0 11	0,348	RN 45 9 - RN 45 11	0,574
CrCo 0 11 - DL 45 9	0,011	RN 45 9 - DL 0 9	0,145
CrCo 0 11 - DL 45 11	0,011	RN 45 9 - DL 0 11	0,376
CrCo 45 9 - CrCo 45 11	0,720	RN 45 9 - DL 45 9	0,043
CrCo 45 9 - RN 0 9	0,017	RN 45 9 - DL 45 11	0,048
CrCo 45 9 - RN 0 11	0,098	RN 45 11 - DL 0 9	0,358
CrCo 45 9 - RN 45 9	0,630	RN 45 11 - DL 0 11	0,845
CrCo 45 9 - RN 45 11	0,321	RN 45 11 - DL 45 9	0,035
CrCo 45 9 - DL 0 9	0,067	RN 45 11 - DL 45 11	0,038
CrCo 45 9 - DL 0 11	0,142	DL 0 9 - DL 0 11	0,401
CrCo 45 9 - DL 45 9	0,024	DL 0 9 - DL 45 9	0,008
CrCo 45 9 - DL 45 11	0,029	DL 0 9 - DL 45 11	0,009
CrCo 45 11 - RN 0 9	0,011	DL 0 11 - DL 45 9	0,004
CrCo 45 11 - RN 0 11	0,690	DL 0 11 - DL 45 11	0,005
CrCo 45 11 - RN 45 9	0,452	DL 45 9 - DL 45 11	0,886

Tabla 8-22. P-valores de las prueba de Levene de los distintos pares contrastados.

Si se cumplió el criterio de homogeneidad de varianzas se aplicó la prueba t de Student-Fisher. Si no se cumplió se aplicó la prueba de Mann-Whitney. Los p-valores que se obtuvieron de los contrastes de pares se muestran en la tabla 8-23.

RESULTADOS

Pares contrastados	Prueba	D.e .s	p- valor	Pares contrastados	Prueba	D.e. s	p- valor
CrCo 0 9 - CrCo 0 11	t-Student-Fisher	*	0,002	CrCo 45 11 - RN 45 11	t-Student-Fisher	*	0,001
CrCo 0 9 - CrCo 45 9	Mann-Whitney	*	0,001	CrCo 45 11 - DL 0 9	Mann-Whitney	*	0,004
CrCo 0 9 - CrCo 45 11	Mann-Whitney	*	0,001	CrCo 45 11 - DL 0 11	t-Student-Fisher	*	0,001
CrCo 0 9 - RN 0 9	t-Student-Fisher	*	0,029	CrCo 45 11 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 0 9 - RN 0 11	t-Student-Fisher		0,499	CrCo 45 11 - DL 45 11	t-Student-Fisher	*	0,001
CrCo 0 9 - RN 45 9	Mann-Whitney	*	0,001	RN 0 9 - RN 0 11	t-Student-Fisher		0,075
CrCo 0 9 - RN 45 11	t-Student-Fisher	*	0,002	RN 0 9 - RN 45 9	t-Student-Fisher		0,110
CrCo 0 9 - DL 0 9	t-Student-Fisher	*	0,011	RN 0 9 - RN 45 11	t-Student-Fisher		0,379
CrCo 0 9 - DL 0 11	t-Student-Fisher	*	0,020	RN 0 9 - DL 0 9	t-Student-Fisher		0,710
CrCo 0 9 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001	RN 0 9 - DL 0 11	t-Student-Fisher		0,812
CrCo 0 9 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001	RN 0 9 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 0 11 - CrCo 45 9	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 0 9 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 0 11 - CrCo 45 11	Mann-Whitney	*	0,001	RN 0 11 - RN 45 9	t-Student-Fisher	*	0,001
CrCo 0 11 - RN 0 9	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 0 11 - RN 45 11	t-Student-Fisher	*	0,003
CrCo 0 11 - RN 0 11	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 0 11 - DL 0 9	t-Student-Fisher	*	0,029
CrCo 0 11 - RN 45 9	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 0 11 - DL 0 11	t-Student-Fisher		0,052
CrCo 0 11 - RN 45 11	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 0 11 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 0 11 - DL 0 9	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 0 11 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 0 11 - DL 0 11	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 45 9 - RN 45 11	t-Student-Fisher	*	0,328
CrCo 0 11 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001	RN 45 9 - DL 0 9	t-Student-Fisher		0,214
CrCo 0 11 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001	RN 45 9 - DL 0 11	t-Student-Fisher	*	0,014
CrCo 45 9 - CrCo 45 11	t-Student-Fisher		0,495	RN 45 9 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 9 - RN 0 9	Mann-Whitney	*	0,009	RN 45 9 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 9 - RN 0 11	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 45 11 - DL 0 9	t-Student-Fisher		0,629
CrCo 45 9 - RN 45 9	t-Student-Fisher	*	0,007	RN 45 11 - DL 0 11	t-Student-Fisher		0,145
CrCo 45 9 - RN 45 11	t-Student-Fisher	*	0,001	RN 45 11 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 9 - DL 0 9	t-Student-Fisher	*	0,005	RN 45 11 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 9 - DL 0 11	t-Student-Fisher	*	0,001	DL 0 9 - DL 0 11	t-Student-Fisher		0,485
CrCo 45 9 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001	DL 0 9 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 9 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001	DL 0 9 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,002
CrCo 45 11 - RN 0 9	Mann-Whitney	*	0,007	DL 0 11 - DL 45 9	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 11 - RN 0 11	t-Student-Fisher	*	0,001	DL 0 11 - DL 45 11	Mann-Whitney	*	0,001
CrCo 45 11 - RN 45 9	t-Student-Fisher	*	0,002	DL 45 9 - DL 45 11	t-Student-Fisher	*	0,001

Tabla 8-23. P-valores de los contraste por pares. Código: D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; (*) indica la existencia de diferencia estadísticamente significativa.

RESULTADOS

Un resumen de los resultados obtenidos se presenta en la tabla 8-24.

Grupo muestral	Media (N)	D. e. s
Cr-Co 0° 1.1	387,12	A
Cr-Co 0° 0.9	262,72	B
R.N 0° 1.1	240,95	B C
D.L 0° 1.1	189,69	C
R.N 0° 0.9	183,13	C
D.L 0° 0.9	171,2	C D
R.N 45° 1.1	158,41	D
R.N 45° 0.9	139,86	D
Cr-Co 45° 0.9	97,84	E
Cr-Co 45° 1.1	90,32	E
D.L 45° 1.1	61,73	F
D.L 45° 0.9	45,52	G

Tabla 8-24. Valores de las medias en Newtons de los grupos comparados. D. e. s = diferencia estadísticamente significativa; si los grupos tienen la misma letra y columna es indicativo de que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos; si los grupos tienen diferente letra y columna es indicativo de que hay diferencias significativas entre ellos.

8.2 Resultados del tipo de fallo

Los fallos se clasificaron en 4 tipos: descementado por fallo adhesivo a la prótesis y descementado por fallo adhesivo al diente, descementado por fallo cohesivo del cemento y fractura de la prótesis (Anexo 3). Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8-25 e imágenes de los tipos de fallo predominantes en cada uno de los materiales (fig. 8-1, 8-2 y 8-3).

RESULTADOS

Tip o de prótesis (nº muestra)	DESCEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A PRÓTESIS	DESCEMENTA DO POR FALLO ADHESIVO A DIENTE	DESCEMENTADO POR FALLO COHESIVO DEL CEMENTO	FRACTURA PRÓTESIS
Cr-Co 0,9 mm 0° (C1-C10)	10 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Cr-Co 0,9 mm 45° (C11-C20)	10 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Cr-Co 1,1 mm 0° (C21-C30)	10 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Cr-Co 1,1 mm 45° (C31-C40)	10 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
R.N 0,9 mm 0° (L1-L10)	2 (20%)	0 (0%)	0 (0%)	8 (80%)
R.N 0,9 mm 45° (L11-L20)	2 (20%)	0 (0%)	0 (0%)	8 (80%)
R.N 1,1 mm 0° (L21-L30)	2 (20%)	0 (0%)	0 (0%)	8 (80%)
R.N 1,1 mm 45° (L31-L40)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	10 (100%)
D.L. 0,9 mm 0° (E1-E10)	0 (0%)	0 (0%)	3 (30%)	7 (70%)
D.L. 0,9 mm 45° (E11-E20)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	10 (100%)
D.L. 1,1 mm 0° (E21-E30)	0 (0%)	0 (0%)	5 (50%)	5 (50%)
D.L. 1,1 mm 45° (E31-E40)	0 (0%)	0 (0%)	10 (100%)	0 (0%)

Tabla 8-25. Frecuencias absolutas y relativas de los distintos tipos de fallos en las distintas prótesis. Código: Tipo de prótesis según Tabla 22.

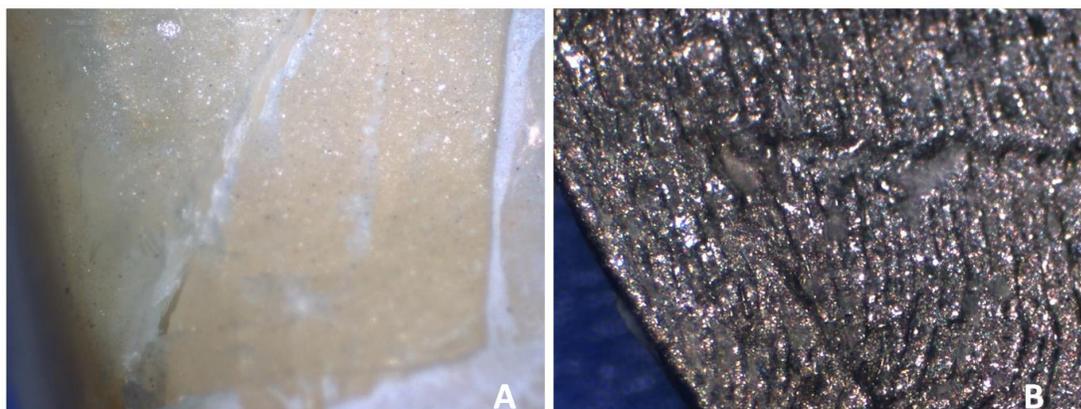


Figura 8-1. Imágenes parciales magnificadas (30x) de la muestra de metal-cerámica C2, cuyo fallo fue clasificado como descementado por fallo adhesivo a la prótesis. A: imagen del diente con el cemento adherido. B: imagen del retenedor escasos restos de cemento.

RESULTADOS

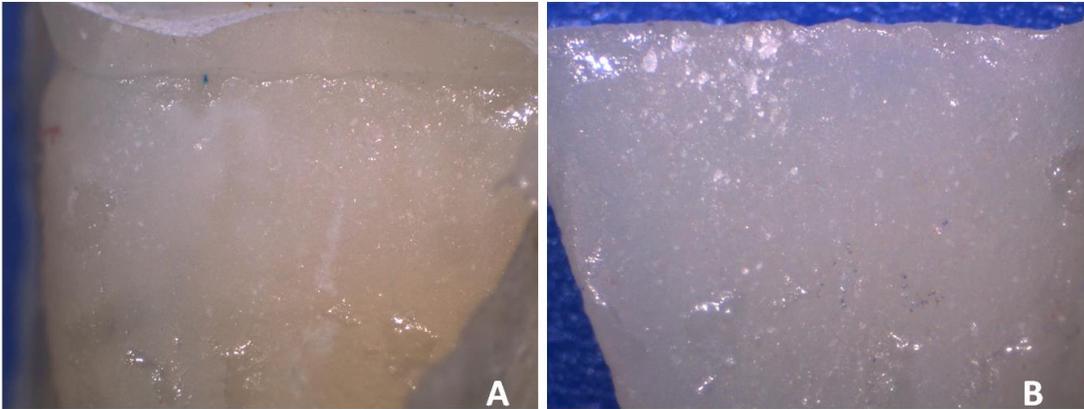


Figura 8-2. Imágenes parciales magnificadas (30x) de la muestra de disilicato de litio E11, cuyo fallo fue clasificado como descementado por fallo cohesivo del cemento. A: imagen del diente con el cemento adherido. B: imagen del retenedor con el cemento adherido.

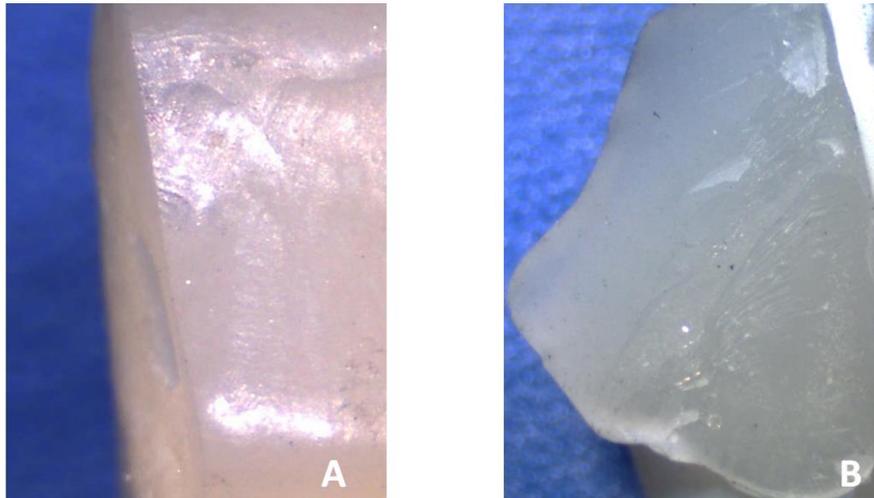


Figura 8-3. Imágenes parciales magnificadas (30x) de la muestra de resina nanocerámica L25, cuyo fallo fue la fractura de la prótesis. A: imagen del diente pilar y del retenedor. B: Imagen del pónico.

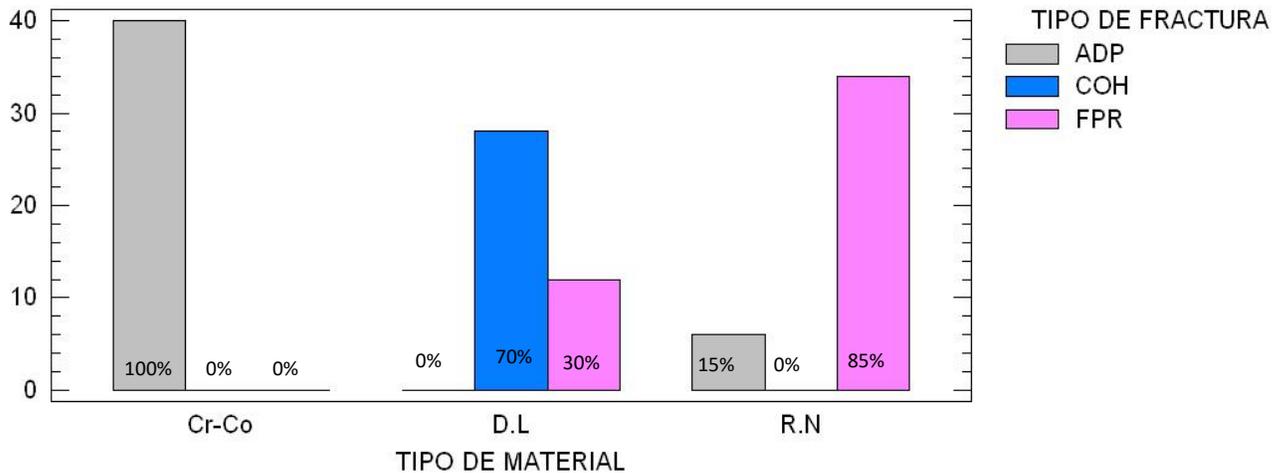
8.2.1 Tipo de fallo según el material

El análisis descriptivo de los 4 tipos de fallo según el material de la prótesis se muestra en la tabla 8-26 y su representación gráfica en la gráfica 8-6.

RESULTADOS

MATERIAL	TIPO DE FALLO			Total
	ADP	COH	FPR	
Cr-Co	40 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	40 (100%)
D.L	0 (0%)	28 (70%)	12 (30%)	40 (100%)
R.N	6 (15%)	0 (0%)	34 (85)	40 (100%)
Total	46 (38,3%)	28 (23,3%)	46 (38,3%)	120 (100%)

Tabla 8-26. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo según el tipo de material. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis; Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio.



Gráfica 8-5. Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo según el tipo de material. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis; Cr-Co= cromo cobalto; R.N= resina nanocerámica; D.L= disilicato de litio.

Cabe destacar que la totalidad de las fracturas de la resina nanocerámica y del disilicato de litio implicaron al conector y al retenedor; y que en ninguno de los tres materiales evaluados se produjo fractura a nivel de la parte del pónico donde se aplicó la fuerza compresiva.

Se realizó una prueba de independencia (prueba de Chi-cuadrado) siendo el $p\text{-valor} < 0,05$, lo cual indicó la existencia de relación entre el tipo de fallo y el tipo de material (tabla 8-27).

RESULTADOS

Prueba de Chi-Cuadrado	Estadístico	P-valor
	155,478	0,0001

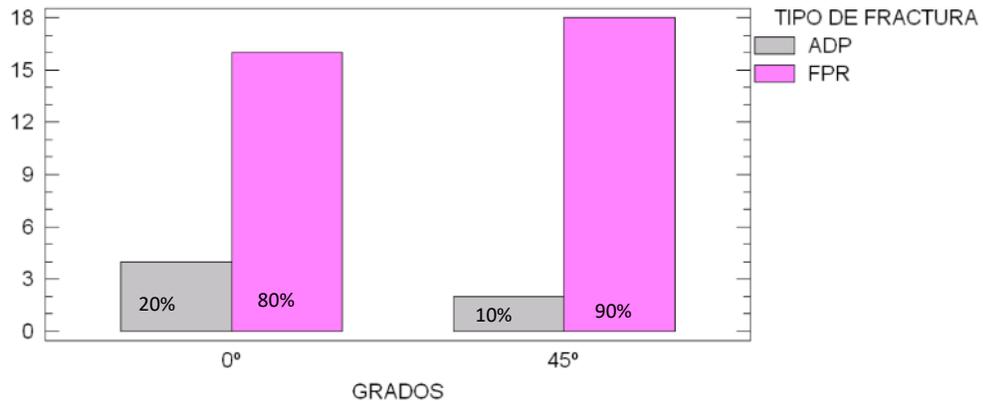
Tabla 8-27. P-valor de la prueba de Chi-cuadrado correspondiente al tipo de fallo y al tipo de material.

8.2.2 Tipo de fallo de la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza

El análisis descriptivo del tipo de fallo de la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza se muestra en la tabla 8-28 y su representación gráfica en la gráfica 8-7.

ANGULO	TIPO FALLO		Total
	ADP	FPR	
0°	4 (20%)	16 (80%)	20 (100%)
45°	2 (10%)	18 (90%)	20 (100%)
Total	6 (15%)	34 (85%)	40 (100%)

Tabla 8-28. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo en la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; FPR= fractura de la prótesis.



Gráfica 8-6. Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fractura en la resina nanocerámica según el ángulo de aplicación de la fuerza. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; FPR= fractura de la prótesis.

RESULTADOS

Se realizó una prueba de independencia (prueba exacta de Fisher) siendo el p -valor $> 0,05$, el cual indicó que no se podía establecer una relación entre el tipo de fallo y el ángulo de aplicación de la fuerza (Tabla 8-29).

Prueba exacto de Fisher	P-valor unilateral	P-valor bilateral
	0,3307	0,4216

Tabla 8-29. P-valor de la prueba exacta de Fisher correspondiente al tipo de fallo y el ángulo de aplicación de la fuerza

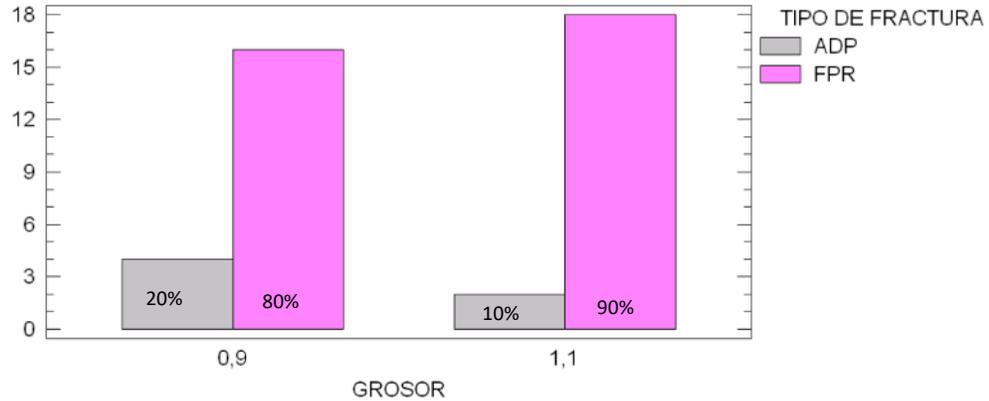
8.2.3 Tipo de fallo de la resina nanocerámica según el grosor del retenedor

El análisis descriptivo del tipo de fallo de la resina nanocerámica según el grosor del retenedor se muestra en la tabla 8-30 y su representación gráfica en la gráfica 8-8.

GROSOR	TIPO FALLO		Total
	ADP	FPR	
0,9	4 (20%)	16 (80%)	20 (100%)
1,1	2 (10%)	18 (90%)	20 (100%)
Total	6 (15%)	34 (85%)	40 (100%)

Tabla 8-30. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo en la resina nanocerámica según el grosor de la prótesis. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; FPR= fractura de la prótesis.

RESULTADOS



Gráfica 8-7. Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo en la resina nanocerámica según el grosor de la prótesis. Código: ADP= descementado por fallo adhesivo a la prótesis; FPR= fractura de la prótesis.

Se realizó una prueba de independencia (prueba exacta de Fisher) siendo el $p\text{-valor} > 0,05$, el cual indicó que no se podía establecer una relación entre el tipo de fallo y el grosor de la prótesis (tabla 8-31).

Test	P-valor unilateral	P-valor bilateral
Test exacto de Fisher	0,3307	0,4216

Tabla 8-31. P-valor de la prueba exacta de Fisher correspondiente al tipo de fallo y el grosor de la prótesis.

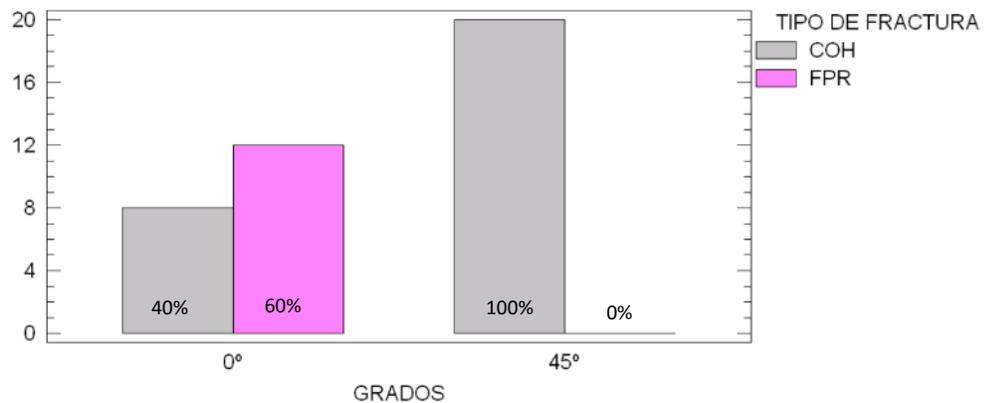
8.2.4 Tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza

El análisis descriptivo del tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza se muestra en la tabla 8-32 y su representación gráfica en la gráfica 8-9.

RESULTADOS

ANGULO	TIPO FALLO		Total
	COH	FPR	
0°	8 (40%)	12 (60%)	20 (100%)
45°	20 (100%)	0 (0%)	20 (100%)
Total	28 (70%)	12 (30%)	40 (100%)

Tabla 8-32. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza. Código: COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis.



Gráfica 8-8. Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo del disilicato de litio según el ángulo de aplicación de la fuerza. Código: COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis.

Se realizó una prueba de independencia (prueba exacta de Fisher) siendo el $p\text{-valor} > 0,05$, el cual indicó una relación entre el tipo de fallo y el ángulo de aplicación de la fuerza (tabla 8-33).

Prueba exacta de Fisher	P-valor unilateral	P-valor bilateral
	0,000	0,000

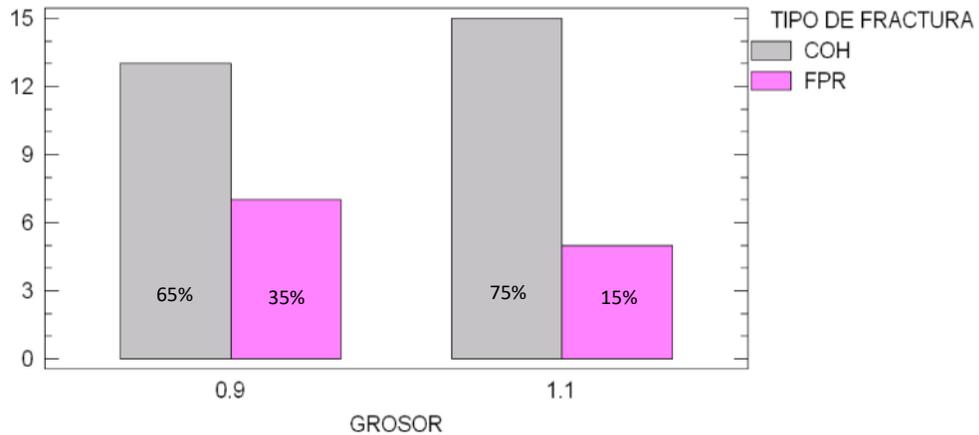
Tabla 8-33. P-valor de la prueba exacta de Fisher correspondiente al tipo de fallo y el ángulo de aplicación de la fuerza.

8.2.5 Tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor del retenedor

El análisis descriptivo del tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor del retenedor se muestra en la tabla 8-34 y su representación gráfica en la gráfica 8-10.

GROSOR	TIPO FALLO		Total
	COH	FPR	
0,9	13 (65%)	7 (35%)	20 (100%)
1,1	15 (75%)	5 (15%)	20 (100%)
Total	28 (70%)	12 (30%)	40 (100%)

Tabla 8-34. Frecuencias absolutas y relativas del tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor de la prótesis. Código: COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis.



Gráfica 8-9. Gráfica de barras de frecuencias absolutas del tipo de fallo del disilicato de litio según el grosor de la prótesis. Código: COH= descementado por fallo cohesivo del cemento; FPR= fractura de la prótesis.

RESULTADOS

Se realizó una prueba de independencia (prueba de Chi-cuadrado) siendo el p -valor $> 0,05$, el cual indicó que no se podía establecer una relación entre el tipo de fallo y el grosor de la prótesis (tabla 8-35).

Prueba	Estadístico	P-valor
Chi-Cuadrado	0,476	0,4902

Tabla 8-35. P-valor de la prueba de Chi-cuadrado correspondiente al tipo de fallo y el grosor de la prótesis.

9 DISCUSIÓN

En este estudio *in vitro* se valoró la resistencia a la fractura y el tipo de fallo de prótesis fijas adhesivas (PFA) confeccionadas con tres tipos de materiales: metal-cerámica (cromo-cobalto y cerámica), resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative) y de disilicato de litio (IPS e.max Press), de un solo retenedor para restituir un incisivo inferior, de distinto diseño (grosor de retenedor) , a una fuerza aplicada en el pónico en dos angulaciones diferentes (0° y 45°) y tras ser sometidas a un termociclado de 2000 ciclos.

9.1 Metodología

La literatura científica existente respecto a las PFA para la rehabilitación del incisivo inferior es escasa y básicamente son reportes de casos clínicos (1,98,100,432). Las PFA más frecuentemente utilizadas han sido las de metal-cerámica de aleaciones no nobles. Dentro de este grupo las aleaciones de cromo-cobalto son las más habituales en la actualidad debido a que en comparación a los metales nobles y sus aleaciones se consiguen mayores fuerzas de adhesión (433), sus propiedades físicas permiten retenedores de grosores inferiores (6,7,129,221,222,235) y por su biocompatibilidad (272,276). Bertolotti (262) en 1984 publicó una actualización sobre metales indicados para coronas y para PFA, entre ellos contemplaba ya el uso del cromo-cobalto. Rammelsberg y cols. (214) en 1993 utilizaron también el cromo-cobalto como material de referencia para un seguimiento de seis años sobre PFA en metal-cerámica. Imbery y Eshelman (434) en su publicación de 1996 basada en una revisión de tres décadas de progreso en PFA, refirieron como habituales el uso de las aleaciones no nobles como el cromo-cobalto. Behr y cols. (215) en 1998 publicaron un estudio clínico prospectivo que arrancó en 1985 sobre 120 PFA

realizadas también en cromo-cobalto. El-Mowafy y cols. (435) en el año 2000, Ibbetson (113) en 2004 y Wyatt (114) en 2007 consideraron el cromo-cobalto como el material de elección en sus revisión y propuesta de preparación dentaria para las PFA. Ya más recientemente Zitzmann y cols. (4) en 2015 consideraban en su estudio al cromo-cobalto como una de las alternativas protésicas entre los posibles materiales para hacer las PFA en extensión. Todo ello hace que las PFA en metal-cerámica constituyan un referente obligado, por lo que se incluyeron en nuestro estudio.

9.1.1 Materiales del estudio

Para realizar PFA ofrecen mejores resultados las aleaciones no nobles, hechas de níquel-cromo o aleaciones de cobalto-cromo (433), se ha comprobado en ensayos clínicos el mal comportamiento adhesivo de las aleaciones de oro en relación a las aleaciones de cromo-cobalto (436) y la preferencia de los investigadores por estas aleaciones queda patente en sus publicaciones por las mayores fuerzas de unión observadas con las aleaciones comunes así como la fuerza y elasticidad que estos metales tienen en grosores pequeños, precisándose al menos 0,5 mm de grosor de retenedor de cromo-cobalto para un buen resultado (6,7,129,221,222,235).

En referencia a una mayor supervivencia según la aleación empleada y aunque no refiriéndose a aleaciones nobles, Aggstaller y cols. (236) en su publicación de 2008 sobre seguimiento a largo plazo de prótesis fija adhesiva metal cerámica sobre dos pilares en sector anterior y posterior y con 2 tipos de tallado informaron que el tipo de aleación sí parecía ser significativamente decisivo en la supervivencia. Analizaron la supervivencia de 84 PFA realizadas con tallado retentivo en un seguimiento acotado a diez años al tratarse de prótesis colocadas

DISCUSIÓN

entre 1985- 2002 y siendo el número total de prótesis inicial de 232 en 184 pacientes. Obtuvieron una tasa de supervivencia del 88%. Las variables consideradas fueron la ubicación, que no fue significativamente estadísticamente significativa al igual que el número de pilares. Sin embargo con respecto a las aleaciones utilizadas afirmaban que se podía concluir que las aleaciones de cromo-cobalto parecían ser más susceptibles a los fallos que la aleación de titanio. Tanoue (437) en su estudio publicado en 2010 sobre la longevidad de 311 PFA realizadas con diferentes aleaciones metálicas afirmó que esto no ocurrió así en su estudio y que sólo dos factores influyeron estadísticamente en la tasa de supervivencia, la edad del paciente en el momento de la inserción y la diferencia entre un operador y otro.

En la misma línea de usar aleaciones no nobles Hussey y Linden (179) en 1996 publicaron un artículo sobre 142 prótesis metal cerámica en extensión, con un pónico y con preparación mínimamente invasiva, pero en este caso realizados con una aleación de cromo-níquel y con pónico en extensión e incluyendo todo el sector anterior incluyendo a caninos y premolares, obtuvieron unos excelentes resultados salvo para centrales superiores y caninos donde registraron una tasa elevada de descementaciones. Botelho y cols. (108-111,185) en sus publicaciones referidas a criterios de diseño de las prótesis fijas adhesivas en extensión, seguimientos a largo plazo de este tipo de prótesis y protocolos de trabajo empleaban también habitualmente una aleación de cromo-níquel.

Respecto al uso del cromo-cobalto como aleación no noble de preferente elección para estas prótesis encontramos numerosos estudios como el de Bertolotti (262) que en 1984 publicó una actualización sobre metales indicados para coronas y para PFA, entre ellos contemplaba ya

DISCUSIÓN

el uso del cromo-cobalto. Rammelsberg y cols. (214) en 1993 utilizaron también el cromo-cobalto como material de referencia para un seguimiento de seis años sobre PFA metal-cerámicas, con preparación dentaria y usando al menos dos pilares, en anterior y posterior y sometiendo al metal a diferentes tratamientos de superficie. Imbery y Eshelman (434) en su publicación de 1996 basada en una revisión de tres décadas de progreso en PFA describieron como habituales para la PFA las aleaciones no nobles como el cromo-cobalto en conjunción con los adhesivos de resina tipo Panavia .

Behr y cols. (215) en 1998 hicieron un estudio clínico prospectivo que arrancó en 1985 sobre 120 PFA realizadas también en cromo-cobalto, tanto anteriores como posteriores y con diseño de dos retenedores donde comparaban el efecto de un tallado más o menos retentivo en la supervivencia de los mismos. La ubicación no tuvo influencia en la tasa de supervivencia, se determinó el tiempo de supervivencia principalmente por la técnica de preparación. Una preparación mínima hacía posible una tasa de supervivencia del 95% después de 10 años y las preparaciones más agresivas no aportaban mayor grado de supervivencia.

El-Mowafy y cols. (435) en el año 2000 consideraron el cromo-cobalto como el material de elección en su revisión y propuesta de preparación dentaria para las prótesis fijas adhesivas de 2 retenedores argumentando que cementos de resina como Panavia creaban una unión química con los óxidos inherentes a la aleación. El cromo-cobalto como aleación para la estructura también fue preconizado por el escocés Ibbetson (113) en 2004 que realizó un recopilatorio sobre las consideraciones clínicas necesarias para la PFA con 1,2 retenedores ó más retenedores y preparación dentaria, con grosor mínimo de 0,7 mm.

DISCUSIÓN

Van Dalen y cols. (438) publicaron en 2005 un estudio *in vitro* para evaluar la influencia del tratamiento de superficie de chorreado de diferentes partículas en la adhesión de PFA fijos en extensión utilizaron asimismo el cromo-cobalto de manera estándar. Precisamente Van Dalen autor se destacó tanto en sus publicaciones como en su tesis doctoral como un profundo conocedor sobre las PFA y concretamente las realizadas en extensión (6,121,227,228,438). Wyatt (114) en 2007 también recomendaba esta la aleación de cromo-cobalto en su artículo sobre actualización en PFA mediante el uso de dos retenedores y con preparación dentaria. Ya más recientemente Zitzmann y cols. (4) en 2015 consideraban en su estudio al cromo-cobalto como una de las alternativas protésicas entre los posibles materiales para hacer las PFA1R.

El cromo-cobalto era pues un material de contrastados resultados y utilizado en múltiples estudios y utilizado en múltiples estudios, a los efectos de realizar PFA.

La resina nanocerámica Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative fue comercializada a partir del año 2010 y ha sido clasificada como una cerámica con matriz de resina (60). Fasbinder (439) en 2012, en una revisión de los materiales restauradores CAD/CAM para coronas auguraba a la resina nanocerámica grandes posibilidades dado el valor de resistencia a la flexión de 200 MPa y la posibilidad de utilizarla eficazmente a grosores de 0,5 mm. En este mismo año, Koller y cols. (440) calificaron a este material como prometedor y versátil. En 2013 Fasbinder y Poticny (441) en un artículo sobre la resina nanocerámica CAD/CAM hablaban de su experiencia positiva transcurridos 3 años desde los primeros trabajos, así como destacando la posibilidad de poder ser utilizado para coronas, carillas e inlays. Chen y cols. (241) en

DISCUSIÓN

2014 publicó un estudio *in vitro* con la resina nanocerámica Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative, en el que concluyeron que presentaba unas propiedades físico-químicas que auguraban buenos resultados, destacando su resistencia a pequeños grosores. Estas expectativas positivas parecían confirmarse en la publicación de Shuman y Zev de ese mismo año con un caso clínico consistente en toda una rehabilitación superior con coronas (442). También en ese año, Magne y cols. (328) publicaron un estudio *in vitro* sobre coronas en resina nanocerámica para dientes endodonciados; concluyeron que este material presentaba una buena respuesta mecánica, no obstante hallaron problemas de descementado en pilares cortos de 2 mm de altura. Los estudios de Zuyryaty y cols. o el de Joda y cols. en 2015 (325,443) valoraron positivamente diferentes aspectos de este material, desde las características estéticas y de acabado, hasta su resistencia. De forma parecida el estudio de Weyhrauch y cols. (329) publicado en 2016 sobre coronas monolíticas sobre implantes realizadas en diferentes materiales cerámicos, entre ellos la resina nanocerámica Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative y otra cerámica de matriz de resina, y cementadas sobre pilares de zirconio, hallaron que mostraban una alta resistencia a la fractura y alto módulo de elasticidad que lo atribuían a la resina de su estructura.

La información técnica y bibliografía disponible sobre las propiedades físico-químicas del Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative podían hacerlo aplicable para PFA de un solo retenedor, y el no hallazgo de bibliografía de esta aplicación motivó su inclusión en nuestro estudio. Cabe destacar que 3M ESPE, el fabricante, no indica ni ha indicado este material para realizar PFA. Además, en junio del 2015, 3M ESPE (444) informó que las únicas indicaciones del material pasaban a

ser inlays, onlays y carillas. A pesar de ello se decidió mantenerlo dentro del estudio por los motivos ya indicados.

Aunque el disilicato de litio no es una indicación del hasta hace poco único fabricante (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) de este material (IPS e.max® Press), hay diversos autores que lo consideran adecuado para esta aplicación (5,182,183,217,253). Sailer y cols. publicaron en 2013 un estudio clínico retrospectivo con un seguimiento promedio de 6 años sobre 35 PFA en extensión elaboradas con disilicato de litio (IPS e.max® Ceram, Ivoclar Vivadent) hallaron una tasa de supervivencia a 5 años del 100%, sin ninguna descementación ni fractura. En ese mismo año, Sun y cols. Publicaron un estudio sobre 35 pacientes tratados con prótesis en extensión de disilicato de litio IPS e.max® Press, 17 casos en maxilar y 18 en mandíbula (incluyendo central superior, canino superior y en inferior centrales, laterales y caninos) con un período medio de observación de 46,57 meses; en él obtuvieron una supervivencia de un 100% de las prótesis en el periodo indicado.

9.1.2 Prótesis fijas adhesivas y preparación dentaria

En la última década los estudios clínicos han demostrado sobradamente que las PFA de 1 retenedor son una alternativa de tratamiento en el remplazo de un solo diente en el sector anterior cuando las condiciones clínicas y oclusales lo permitían (1,3,5,6,14,97,98,109,110,180,184-186,227,228,230,231,427,428).

Las PFA de 1 retenedor ofrecen mejores resultados que las PFA realizadas con 2 retenedores. Ya en 1999 Djemal y cols. en un estudio a largo plazo de 832 PFA de diferentes tipos concluyeron que las complicaciones se reducían a la mitad si se optaba por una PFA de un retenedor (97). Van Dalen y cols. (121) en el año 2004 realizaron una

DISCUSIÓN

revisión bibliográfica sobre PFA de un retenedor y concluyeron que las complicaciones eran menores y que la longevidad era mayor en este tipo de prótesis que en las de 2 retenedores.

La actual corriente de restauración protésica con la máxima preservación del tejido dentario, está en consonancia con la ausencia total de preparación dentaria de los inicios de la PFA con Rochette (115), Howe y Dennehy (117) y Hopkins (118) que no realizaban preparación dentaria alguna. La longevidad de las PFA en la década de los años 70-80 del pasado siglo era de un 90% a los 3 años, no obstante, posteriormente se propuso la realización de preparaciones agresivas a base de surcos (429) y también preparaciones más conservadoras pero que se extendieran 180° (97), para aumentar la longevidad.

El incisivo inferior por sus características anatómicas externas e internas es el más arriesgado para realizar una preparación dentaria por la posibilidad de pulpitis (10,98,430) y de acuerdo a las corrientes actual, la ausencia de tallado se nos presentó como adecuada para la situación clínica planteada, en base a los datos sobre las PFA1R, a los tratamientos de las superficies a adherir y a las capacidades de los cementos de última generación.

Como hemos comentado anteriormente, tanto el disilicato de litio como la resina nanocerámica no cuentan con indicaciones para su uso en PFA por parte de sus fabricantes, y por tanto tampoco las hay sobre las dimensiones aconsejables de zonas críticas de las PFA, como son los retenedores y conectores. Además, no en todas las publicaciones sobre PFA los autores especifican las dimensiones de sus distintas partes.

DISCUSIÓN

Respecto al grosor de los retenedores de las muestras , dada la ausencia de publicaciones sobre la resina nanocerámica y sabiendo que para la aleación de cromo-cobalto se han considerado como adecuados grosores de como mínimo 0,5 mm (235) y 0,7 mm (109), inferiores a los previsiblemente recomendables para el disilicato de litio, de acuerdo a sus propiedades mecánicas, se optó por determinar los grosores a partir de este material. En ninguna de las publicaciones halladas sobre PFA1R de disilicato de litio (70,82,88,182,183,217) se hace referencia explícita al grosor del retenedor, a excepción de una (4), en el resto sólo se hace referencia a la profundidad de la preparación dentaria realizada para acoger el retenedor. Esta profundidad oscilaba entre un mínimo de 0,3 mm (70) y 0,5 mm (82,182,217), y un máximo de 0,5 mm (182) y 1 mm (82,88,182). Sólo en la publicación de Zitzmann y cols. (4) del año 2015 es posible deducir a partir de la descripción hecha que existió una coincidencia entre la profundidad de la preparación dentaria y el grosor del retenedor; en los otros estudios (70,82,88,182,217) esto no fue posible y cupo la duda de que los retenedores pudieran tener un grosor mayor al de las preparaciones dentarias mínimas especificadas (0,3 y 0,5 mm), ante lo cual se optó por los grosores cercanos a 1 mm. De acuerdo a esto, a la indicación del fabricante del disilicato de litio de que el grosor mínimo para coronas de recubrimiento total es 1 mm (431), y tomando en consideración grosores que creíamos no pudieran ser molestos para el paciente, se optó por los grosores de retenedor de 0,9 y 1,1 mm.

En nuestro estudio, las dimensiones longitudinales del retenedor fueron en lingual: 2,5 mm en la zona cervical, 5 mm en zona incisal y altura de 5 mm; y las del conector en proximal: 1 mm en zona incisal, 3 mm en zona proximal y 5 mm de altura. Esto supuso que el retenedor conector tuvo una superficie de contacto total de 26,25 mm² con el

DISCUSIÓN

diente y el conector atendiendo a los grosores de 0,9 y de 1,1 mm, una superficie seccional de 12,5 mm² o de 13,5 mm², respectivamente para el primer y segundo grosor citado, respectivamente. En referencia concreta al disilicato de litio, estas dimensiones de nuestros conectores estuvieron en consonancia con estudios sobre PFA de 1 retenedor. Así Bissasu y Al-Houri (88) en el año 2014 consideraron adecuado trabajar con conectores de 12,5 mm² para púnticos de incisivos laterales superiores, Sun y cols. (182) consideraron suficientes 11 mm² de conector y Attal y Turlet (69) que en su publicación del 2015 aconsejaban 12 mm².

Partimos en el estudio del supuesto de la ausencia de un incisivo inferior que había que restituir con una PFA1R. El diseño del púntico en extensión correspondió al de un incisivo central inferior con forma cervical ovoide y, cuyas dimensiones fueron: anchura mesiodistal de 5 mm, una altura incisocervical de 9 mm y una anchura vestibuloligual de 6 mm en la porción cervical y de 2 mm en la porción incisal; medidas estándares correspondientes a un incisivo central inferior, según Nelson y Ash (85). Koutayas y cols. (98) en 2002 publicaron un estudio *in vitro* de PFA para restituir incisivos inferiores ausentes, consideraron para estos una anchura mesiodistal de 5,5 mm. En la mayoría de estudios *in vitro* de PFA1R, el púntico contó con punto de contacto a un diente adyacente (98). En las muestras de nuestro estudio no hubo punto de contacto, a fin de someter a las prótesis a las condiciones experimentales más negativas posibles desde el punto de vista de estrés mecánico y que de esta manera los resultados dependieran íntegramente de las características físicas del material de la prótesis y de su adhesión al diente pilar, sin la participación de un punto de contacto de difícil estandarización.

DISCUSIÓN

Las prótesis de nuestro estudio se realizaron con dos grosores de retenedor: 0,9 y 1,1 mm, al considerarlos aceptables para su aplicación clínica, desde la perspectiva de que estos grosores no serían molestos para el paciente y de que para el material estudiado de propiedades mecánicas inferiores (disilicato de litio), un grosor de 0,9 mm estaba en consonancia con literatura existente sobre el disilicato de litio (70,82,88,182,217); es destacable que los estudios tanto *in vivo* como *in vitro* tratan de la profundidad de la preparación pero no del grosor del retenedor. Zitzmann y cols. (4) en el año 2014 publicaron un artículo sobre PFA en adolescentes y apuntaban concretamente 1 mm como el grosor para el disilicato de litio lo que contrastaba con las preparaciones de la gran mayoría de la literatura consultada. Por ello el grosor de 0,9 mm y el de 1,1 mm serían probablemente adecuados para la resina nanocerámica y seguro que lo eran para la aleación de cromo-cobalto, para la cual se ha considera necesario un grosor mínimo de 0,5 mm (235) y 0,7 mm (109).

9.1.3 Siembra de las muestras

En las muestras la raíz de los dientes pilares fue sumergida en resina hasta que la línea amelocementaria quedaba a 2 mm por encima de la resina. Esta ubicación fue para imitar el espacio biológico (445) y era conforme a estudios similares (194,237,446). En algunos estudios, para simular la movilidad fisiológica de los dientes la raíz de los dientes fue impregnado con un elastómero industrial (Anti-Rutsch-Lack, Wenko-Wenselaar, Alemania) (98,211,226,251) o un poliéter de uso prótesis (Impregum™, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA)(212,237), para imitar la membrana periodontal. En nuestro estudio optamos por no utilizar un símil de membrana periodontal al no hallar un consenso y

especificaciones en su aplicación técnica, y también para obtener muestras más estandarizadas.

9.1.4 Preparación de superficies a adherir y cementado

Las superficies a adherir de las prótesis fueron tratadas previamente a la cementación para optimizar su adhesión. El cromo-cobalto fue microabrasionado con partículas de óxido de aluminio de 150 micras a 3 bar de presión y aplicado a una distancia de 2 cm, y después se aplicó ácido ortofosfórico al 37% durante 30 s para asegurar la limpieza de la superficie tratada, como lo realizan en otros estudios sobre prótesis fija (215,373,447,448). Descartamos la silicatización dadas las discrepancias sobre si esta técnica produce o no un aumento significativo de la adhesión respecto a la microabrasión con partículas de óxido de aluminio (3,124,435).

La superficie del disilicato de litio, tras proteger las superficies que no debían ser tratadas con teflón, fue grabada con ácido fluorhídrico al 5% (IPS® Ceramic Etching gel, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) durante 20 segundos, tal como recomienda el fabricante y se realizó en estudios en que se usó este material para prótesis fija adhesiva (182,183,217).

La superficie de la resina nanocerámica (Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative CAD/CAM), tras proteger con teflón las superficies de la prótesis que no debían ser preparadas fue tratada previamente a su cementación mediante microabrasión y silicatización con pistola chorreadora (Airsonic® Mini Sandblaster, Hagger Werken GmbH, Duisburg, Alemania) el chorreado COJET™ Sand 30µ a 2,4 bares de presión y distancia de 5 mm hasta que la superficie tuvo una apariencia mate (aproximadamente 10 s), seguidamente la prótesis y su superficie

tratada fue limpiada con un chorro de agua a presión, todo ello conforme a las instrucciones del fabricante y como lo habían hecho anteriormente en algunas publicaciones que trabajaron con coronas o incrustaciones en este material (386,391).

El cemento utilizado para el cementado de las prótesis (RelyX™ Ultimate, 3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) fue un cemento de resina que dadas sus características se consideró el más adecuado para este tipo de prótesis (1,5,14,69). Como adhesivo utilizamos el que recomienda el fabricante del cemento (Scotchbond™ Universal, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA), que es de 5ª generación y que también fue usado en diferentes publicaciones recientes sobre prótesis fija adhesiva, tanto *in vitro* como *in vivo* (6,378,449,450).

Las muestras una vez cementadas fueron almacenadas en una estufa a 37°C y a una humedad del 100% durante 24h, antes de ser sometidas al termociclado, conforme a otros estudios similares sobre prótesis fija adhesiva, de esta manera se asegura el fraguado total del cemento previamente a la realización de la prueba de resistencia a la fractura (84,98,226,237,451).

9.1.5 Termociclado

El tiempo mínimo recomendado desde 1994 por la *International Organization for Standardization* (Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure, ISO/TR 11405) para obtener un envejecimiento clínicamente relevante en los biomateriales dentales es de 500 ciclos de termociclado (452). No obstante, Morresi y cols. (426) en su publicación del año 2013 sobre una revisión de los termociclados que se realizaban en los estudios sobre materiales dentales restauradores, manifestaron que numerosos estudios sugerían que 500 ciclos eran un

DISCUSIÓN

número de ciclos muy limitado como para representar un tiempo de envejecimiento adecuado. Citan entre otros el estudio de Gale y Darvell (453) del año 1999, el de Amaral y cols. (454) del año 2007 y el de Stewardson y cols. (455) publicado en 2010 donde los autores afirmaron que 500 ciclos sólo se corresponderían con el número de ciclos que se producen en menos de 2 meses en la boca.

En nuestro estudio todas las muestras fueron sometidas a un termociclado de 2000 ciclos, consistente en dos baños de 5° y 55°, con una duración de 30 segundos por baño, en la máquina termocicladora de la Facultad de Odontología de la Universidad Internacional de Cataluña. Este número de ciclos simulaba un tiempo en boca de 20 meses, en base a la extrapolación de datos de diversos estudios que habiendo realizado 6000 ciclos afirmaban su equivalencia a 5 años en boca (446,451,456,457). Por tanto, haciendo este cálculo el termociclado realizado podría ser considerado una limitación del estudio en el momento que se plantean las PFA estudiadas como un tratamiento definitivo.

La equivalencia de ciclos aplicados a las muestras y tiempo de servicio oral es controvertida en la bibliografía. Así por ejemplo el estudio de Leibrock y cols. (456) publicado en el año 1999 y que realizaba 2400 ciclos afirmaba que eran equivalentes a dos años en servicio oral. Por otra parte el estudio de Gale y cols. (453) también publicado en el año 1999 iba más allá y sugería realizar 10000 ciclos *in vitro* para simular un año *in vivo*.

Morresi y cols. (426) enfatizaron que aunque el termociclado parecía ser un método válido *in vitro* para acelerar artificialmente el envejecimiento de los materiales de restauración se hacían necesarias más investigaciones desarrollar un estándar y protocolo de ciclado

térmico fiable que permitiera que los resultados de los diferentes estudios pudieran ser comparados y analizados de manera efectiva.

El tiempo de permanencia de 30 segundos por baño se estableció en base a que se adecuaría al estrés térmico generado por los cambios de temperatura habituales en el medio oral (458). Este intervalo ha sido también utilizado en otros estudios similares (459,460).

9.1.6 Fuerzas compresivas aplicadas

Para la aplicación de la fuerza compresiva en la máquina universal de ensayos, utilizamos un puntero de acero de punta esférica de 6 mm de diámetro al igual que Koutayas y cols. (98) y Gluskin y cols. (84) en sus estudios sobre PFA en incisivos inferiores, así como en otros estudios *in vitro* de prótesis fija adhesiva (237,251,461) .

Se interpuso un papel de articular Bausch© BK01 (Bausch, USA) de 200 μ entre el pónico y el puntero que aplica la fuerza para producir una distribución homogénea de la tensión sobre la superficie donde era aplicada la fuerza. Esta metodología ya había sido puesta eficazmente en práctica en otros estudios similares de referencia sobre PFA, tales como los realizados por Tsitrou y cols. (217), Fondriest y cols.(462) o Liu y cols. (463). Otros estudios como los de Koutayas y cols. (98,251), Rosentritt y cols. (446) o Saker y cols. (237) utilizaron papel de aluminio de 1 mm de grosor; Kern y cols. (226) también usaron este material pero a un grosor de 0,6 mm. Optamos por utilizar el papel de articular de 200 μ dado que entendimos que el pónico al ser un incisivo mandibular era más reducido que los dientes de los otros estudios y nos permitía así un mayor control visual y manejo.

DISCUSIÓN

En cuanto a la velocidad que aplica la fuerza compresiva, en la literatura hallamos una gran variabilidad: 0,5 mm/minuto 0,5 mm/min (217), 1 mm/min (237,446,464), 2 mm/min (211,226,235,251,461), 2,5 mm/min (225) y 5 mm/minuto (84). En ninguno de estos estudios los autores justifican la velocidad utilizada. Todas ellas distan mucho de la velocidad de la mandíbula al masticar alimentos duros (125,8 mm/s) o blandos (101,1 mm/s) (465), pero por contra permiten un mejor control de la aplicación de la carga en el laboratorio. En nuestro estudio optamos por utilizar una velocidad de 5 mm/minuto al igual que Gluskin (84) en su estudio *in vitro* sobre incisivos mandibulares.

Se aplicó una fuerza vertical (0°) para simular la fuerza que puede recibir el pónico al realizar la acción de cortar con los incisivos, mientras que la fuerza angulada (45°) desde vestibular pretendió simular las fuerzas que puede recibir el pónico al masticar, las cuales cuentan con componentes horizontales, como en la mayoría de los estudios *in vitro* sobre prótesis fija adhesiva, tanto con uno o dos retenedores (84,98,225,251).

Rosentritt y cols. (212) en un estudio sobre PFA, previo a la prueba de resistencia a la fractura sometió a las muestras a termociclado y carga cíclica, a fin de simular con esta última el estrés mecánico derivado de la masticación habitual. En el presente estudio no se aplicó carga cíclica, lo que constituiría una limitación del mismo.

9.1.7 Aparatología para la visualización de fallos

Para la visualización de los fallos por descementado se utilizó un estereomicroscopio (Olympus SZ40, Stuttgart, Alemania) a una magnificación de 30x como en el estudio *in vitro* de Passia y cols. (377) del 2015 sobre la adhesión del disilicato de litio, sin

embargo otros estudios *in vitro* sobre PFA llegan a utilizar magnificaciones de 50x (162,250). Optamos por trabajar con niveles más bajos de magnificación por considerar excesivo 50x al objeto de identificar el tipo de fallo adhesivo producido.

9.2 Resultados

Las muestras del estudio fueron sometidas a fuerzas compresivas hasta su fallo, que se produjo por fractura de la prótesis o por descementado (fallo de la adhesión).

Los materiales utilizados en nuestro estudio para la confección de las PFA, de acuerdo a los datos facilitados por los fabricantes (Anexo1), presentan distinta resistencia a ser fracturados. El cromo-cobalto (Remanium® star MD I, Dentaurum) de la PFA de metal-cerámica presenta una resistencia a la fractura de 845 MPa, el disilicato de litio (IPS e.max Press, Ivoclar-Vivadent) una resistencia a la flexión biaxial de 400 MPa (prueba mecánica distinta a la resistencia a la fractura, pero con significación similar) y la resina nanocerámica una resistencia a la fractura de 200 MPa.

Respecto a la resistencia a la fractura (por fractura de la prótesis o por descementado) de la totalidad de las muestras (N=120) y tomando en consideración sólo el tipo de material, se constató que la PFA de metal-cerámica, con un valor medio de 209,5 N (136,26), era la que presentó una mayor resistencia a la fractura, pero sin diferencias estadísticamente significativas respecto a la resina nanocerámica, que presentó un valor medio de 180,59 N (66,64). El disilicato de litio presentó una resistencia media de 117,04 N (76,13), significativamente inferior a los otros dos materiales.

DISCUSIÓN

La elevada resistencia de la PFA de metal-cerámica ha sido constatada en distintos estudios (14,212,237,395,446), así como en el nuestro, en el que no se produjo la fractura de ninguna de las prótesis de este material. Por contra la resina nano-cerámica y el disilicato presentaron fracturas de las prótesis en unos porcentaje del 85% y del 30%, respectivamente, en consonancia con la menor resistencia de estos materiales (Anexo 1). Todas estas fracturas se localizaron a nivel del conector de la PFA, coincidiendo con los estudios de Rosentritt y cols. (212,446) y de Saker y cols. (237) sobre PFA de óxido de zirconio (Cercon® Base, Degudent, Hanau-Wolfgang, Alemania) y Zirconio In-ceram® (Vita), respectivamente, los de Koutayas y cols. (98,251) sobre una cerámica de matriz vítrea infiltrada de alúmina (In-Ceram®, Vita) y el de Tsitrou y Tsangari (217) sobre disilicato de litio (IPS e.max® CAD, Ivoclar Vivadent).

El fallo de todas las PFA de metal-cerámica fue por descementado por fallo adhesivo a la prótesis, coincidiendo con los estudios de Rosentritt y cols. (446) y de Saker y cols. (237). A pesar de que se aplicó el microabrasionado a la superficie a adherir del cromo-cobalto, la interfase adhesiva cemento-prótesis fue el eslabón menos resistente y por tanto el primer paso a mejorar para una mayor longevidad de este tipo de prótesis. Este tipo de fallo tendría la ventaja de permitir el recementado de la prótesis, tanto en el caso de producirse un descementado indeseado, como en el caso de un descementado inducido, como pudiera ser el descementado de una PFA metal-cerámica para restituir temporalmente una ausencia dental por extracción y que se prevé restituir más adelante con una prótesis implantosoportada con carga diferida.

DISCUSIÓN

En las PFA de resina nanocerámica se dieron dos tipos de fallo, la fractura de la prótesis con el porcentaje ya indicado del 85% y el descementado por fallo adhesivo a la prótesis con el 15% restante. Estos resultados indicaron que el eslabón más débil de estas PFA es el material con el que han sido elaboradas.

En las PFA de disilicato de litio se dieron también dos tipos de fallo, el descementado por fallo cohesivo del cemento con un porcentaje del 70% y la fractura de la prótesis con el 30% restante.

El análisis estadístico inferencial de los datos referentes al tipo de fractura de los tres materiales estudiados, indicó la existencia de una dependencia entre el tipo de fallo y el tipo de material de la prótesis.

De acuerdo a los resultados obtenidos aceptamos parcialmente la hipótesis alternativa 1, referente a la distinta resistencia a la fractura de las PFA en función del material en que han sido confeccionadas, independientemente del grosor del retenedor y del ángulo de la fuerza aplicada. No se hallaron diferencias entre la PFA de metal-cerámica y las de resina nanocerámica.

Respecto a la resistencia a la fractura (por fractura de la prótesis o por descementado) de la totalidad de las muestras (N=120) y tomando en consideración sólo el ángulo de aplicación de las fuerzas, se constató que la mayor resistencia a la fractura correspondía a las fuerzas verticales (0°), con un valor medio de 239,13 N (98,70) frente a los 98,95 N (48,36) obtenidos al aplicar las fuerzas de 45°, siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

La dirección y sentido de las fuerzas que recibirá una PFA con un pónico en extensión para restituir un incisivo inferior, son difíciles de predecir y vendrá determinados principalmente por la oclusión y la

DISCUSIÓN

presencia de parafunciones, entre otros factores (191,199-201), y las fuerzas que generaran sobre la prótesis variaran en función del lugar que incidan (3,113,196). En nuestro estudio, respecto a la resistencia a la fractura (por fractura de la prótesis o por descementado) de la totalidad de las muestras (N=120) y tomando en consideración sólo el ángulo de aplicación de las fuerzas, constatamos que la mayor resistencia a la fractura correspondía a las fuerzas verticales (0°), con un valor medio de 239,13 N (98,70) frente a los 98,95 N (48,36) obtenidos al aplicar las fuerzas de 45° , siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Estos datos nos indicaron que las fuerzas con componente vectorial horizontal serian potencialmente las más perjudiciales para la longevidad de las PFA. Este hallazgo coincide plenamente con los estudios *in vitro* sobre PFA de Koutayas y cols. del año 2000 y el de Tsitrou y Tsangari del 2012. Respecto al tipo de fallo y ángulo de aplicación de la fuerza, sólo las PFA de disilicato de litio modificaron el tipo de fallo predominante respecto al hallado al considerar sólo el tipo de material; así ante las fuerzas verticales (0°) el tipo de fallo predominante fue la fractura de la prótesis con un porcentaje del 60%, en vez del descementado por fallo cohesivo del cemento. Para las fuerzas de 45° el tipo de fallo predominante no varió, siguió siendo el descementado por fallo cohesivo del cemento, pero sí que vario el porcentaje en que se presentó, pasando a tener un porcentaje del 100%, en vez del 70% que se dio cuando se consideró sólo el tipo de material. El análisis estadístico inferencial de los datos obtenidos de la PFA de disilicato de litio indicó la existencia de dependencia entre el tipo de fallo y el ángulo de la fuerza aplicada.

De acuerdo a los resultados obtenidos aceptamos la hipótesis alternativa 2, referente a la distinta resistencia a la fractura de las PFA

DISCUSIÓN

en función del ángulo de la fuerza aplicada, independientemente del grosor del retenedor y del material de la prótesis.

Respecto a la resistencia a la fractura (por fractura de la prótesis o por descementado) de la totalidad de las muestras (N=120) y tomando en consideración sólo el grosor del retenedor, se halló que la mayor resistencia a la fractura correspondía al grosor 1,1 mm, con un valor medio de 188,04 N (117,67) frente a los 150,04 N (86,56) obtenidos con el grosor de 0,9 mm; siendo esta diferencia estadísticamente no significativa, si bien justo en el límite (p -valor =0,05), lo cual nos induce a pensar que un tamaño muestral mayor pudiera dar una diferencia estadísticamente significativa. Más aún cuando otros autores hallan que a mayor grosor del retenedor comporta una mayor resistencia al descementado. En un estudio de Ibrahim y cols. (235) del año 1997 en que utilizaron replicas metálicas de cromo-níquel de centrales, laterales y caninos superiores, y cementaron sólo retenedores del mismo metal de diferentes grosores 0,3, 0,5 y 0,7 mm, que fueron sometidos a una fuerza de tracción con una angulación de 45°, evidenciaron que a mayor grosor del retenedor se producía un aumento en la resistencia al descementado. Nakabayashi y cols. (239) reportaron que la fuerza de adhesión a la tracción de una aleación de cromo-níquel era de 9,5 MPa si el grosor del retenedor era de 0,5 mm, aumentaba a 20,9 MPa si el grosor era de 1,0 mm y llegaba a 41,9 MPa si el grosor era de 3 mm.

Respecto al tipo de fallo y grosor del retenedor, el análisis estadístico inferencial no detectó en la PFA de resina nanocerámica y de disilicato de litio una dependencia entre el tipo de fallo y el grosor de los retenedores.

En el estudio *in vitro* de Tsitrou y Tsangari (217) del año 2012 se empleó disilicato de litio (IPS e.max® CAD, Ivoclar Vivadent) para

DISCUSIÓN

confeccionar PFA de un retenedor para restituir incisivos laterales con dos tipos de preparación dentaria a nivel de caninos superiores con una profundidad de 0,3 a 0,4 mm, una limitada a la cara lingual y la otra que comprendía la cara lingual y tenía extensiones a las caras proximales. Se realizó el grabado ácido de la cerámica, se utilizó un cemento de resina (Variolink 2, Ivoclar Vivadent) y se aplicó una fuerza de 60°, produciéndose la fractura en el 100% de las prótesis. Este porcentaje es más de 3 veces superior al 30% obtenido en nuestro estudio cuando se consideraba la totalidad de las PFA de disilicato de litio y totalmente contrapuesto a cuando la angulación de la fuerza aplicada era de 45°, en cuyo caso no se dio ninguna fractura de la prótesis. Esta disparidad con nuestros resultados podría ser atribuible a un menor grosor de los retenedores en las PFA de Tsitrou y Tsangari, el hecho de ser un estudio que simulaba la restitución de incisivos laterales superiores y la preparación dentaria de 0,3 a 0,4 mm nos lo harían pensar.

De acuerdo a los resultados obtenidos rechazamos la hipótesis alternativa 3, referente a la distinta resistencia a la fractura de las PFA en función del grosor del retenedor, independientemente del ángulo de la fuerza aplicada y del material de la prótesis.

Cuando en nuestro estudio comparamos la resistencia a la fractura (por fractura de la prótesis o por descementado) de las muestras tomando en consideración las tres variables de estudio (material de la prótesis, ángulo de aplicación de la fuerza y grosor del retenedor), o sea los 12 grupos muestrales (N= 10), se constató que las PFA de metal-cerámica fueron las que presentaron mayor resistencia a la fractura ante las fuerzas verticales (0°), con unos valores medios de 387,12 N (74,08) para el grosor de retenedor de 1,1 mm y 262, 72 N (77,24)

DISCUSIÓN

para el grosor de 0,9 mm, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Esta diferencia la atribuiríamos al cemento desbordante en la periferia perimetral del retenedor, que presentaría un mayor grosor a mayor grosor del retenedor. Estos resultados son discrepantes con los que se obtuvieron al evaluar la totalidad de las muestras sólo contemplando la variable grosor del retenedor, pero son coincidentes con otros estudios sobre este material (235, 239).

Ante fuerzas verticales, el valor medio de la resistencia a la fractura de la PFA de metal-cerámica con un grosor de retenedor de 0,9mm fue superior al de la PFA de resina nanocerámica con un grosor de 1,1, con un valor medio de 240, 95 N (63,32), pero la diferencia entre ambas no fue significativa. El mayor grosor del retenedor de la PFA de resina le aportó una mayor resistencia al fallo, que en este material fue mayoritariamente del tipo fractura de la prótesis (85%), y también lo atribuimos al cemento desbordante en la periferia perimetral del retenedor. Cabe remarcar, no obstante, que la resistencia de esta PFA de resina nanocerámica ante las fuerzas verticales fue mayor que la de la PFA con retenedor de 0,9 mm de grosor y que de las PFA de disilicato de litio en sus dos grosores, pero la diferencia no fue estadísticamente significativa. Nuevamente, suponemos que un tamaño muestral mayor permitiría evidenciar más diferencias y en concreto de la PFA de resina de nanocerámica de retenedor de 1,1 mm, con las otras de menor resistencia que ella.

Cuando la fuerza se aplicó a 45°, las PFA de resina nanocerámica presentaron la mayor resistencia a la fractura con unos valores medios de 158, 41 N (46,22) para el grosor de retenedor de 1,1 mm y 139, 86 N (35,69) para el grosor de 0,9 mm, siendo esta diferencia estadísticamente no significativa. Las PFA de metal cerámica

DISCUSIÓN

presentaron unos valores medios inferiores (97,84 y 90,32 N), no habiendo diferencias significativas entre ellas dos, pero si con las PFA de resina nanocerámica.

Keulemans y cols. (186) en base a un estudio de elementos finitos sobre PFA de tres materiales, hallaron que el patrón de distribución de las fuerzas tensiones generada por una fuerza aplicada varia según el material. Así mismo otros autores (3,113,196) refieren que según el lugar de incidencia de la fuerza aplicada se originan fuerzas de distinto tipo (cizallamiento, compresión, flexión, par de fuerzas...) en los distintos componentes de las PFA. A estos factores les atribuiríamos en gran medida la distinta resistencia a las fuerzas de distinta angulación de las PFA evaluadas en nuestro estudio.

De acuerdo a los datos de Eichner (202) en 1963 y De Boever y cols. (203) en 1978 que establecían para las fuerzas oclusales fisiológicas unos valores entre 10 y 35 N, constatamos que todas nuestras prótesis presentaron una resistencia a la fractura superior a estos valores de fuerza oclusal fisiológica. Las fuerzas máximas que se pueden desarrollar en el sector anterior según Koriath (208) y cols. y Helkimo y cols. (204) se hallan entre 200 y 300 N; si consideramos el valor inferior, de acuerdo a los resultados obtenidos, sólo las PFA de metal-cerámica y la PFA de resina nanocerámica con retenedor de 1,1 mm de grosor sometidas a una fuerza vertical podrían resistir esta fuerza; y si consideramos el valor máximo, sólo sería la PFA de metal-cerámica con retenedor de 1,1 mm sometida a una fuerza vertical la que la podría resistir. Ninguna de las PFA evaluadas soportaría estas fuerzas máximas si estas incidieran sobre el pónico en un ángulo de 45°. Ante estos resultados, que podrían hacernos suponer un mal resultado clínico de estas prótesis, cabría contraponer los buenos

DISCUSIÓN

resultados en longevidad de la PFA obtenidos en distintos estudios *in vivo* con distintos materiales (110,121,182,183,229,230,401).

Conforme a los resultados obtenidos sólo aceptamos parcialmente la hipótesis alternativa 4, referente a la distinta resistencia a la fractura de las distintas PFA elaboradas en función del material y grosor del retenedor, y sometidas a fuerzas de distinta angulación. Las distintas PFA ante los dos tipos de fuerzas, presentaron distintos valores medios de resistencia, pero no siempre la diferencia fue estadísticamente significativa.

Respecto al tipo de fallo, de acuerdo a los resultados obtenidos en nuestro estudio sólo aceptamos parcialmente la hipótesis alternativa 5, sólo en lo que refiere a la existencia de dependencia del tipo de fallo respecto al material en que habían sido confeccionadas de las prótesis, y en el caso de las PFA de disilicato de litio respecto al ángulo de la fuerza a la que fueron sometidas.

De acuerdo a estos resultados creemos que la PFA de resina nanocerámica con un retenedor de 1,1 mm podría considerarse una posible alternativa a las PFA de metal-cerámica. Para ratificarlo valoramos que sería aconsejable realizar un estudio similar pero con carga cíclica además del termociclado, previo a la prueba de resistencia a la fractura; y posteriormente, si los resultados *in vitro* fueran adecuados continuar con un estudio *in vivo*. Como inconveniente evidente de la PFA de resina nanocerámica es que fallan principalmente por fractura, por lo que es imposible su recementado, que si puede ser posible en las PFA de metal-cerámica. Por otra parte tienen la ventaja de ser más estéticas y no contener metal, lo que es de importancia para muchos pacientes en la actualidad.

10 CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos y a las limitaciones del presente estudio podemos concluir:

1. La resistencia a la fractura de las PFA de un retenedor está influenciada por el tipo de material utilizado para su confección y por el ángulo de la fuerza que recibe el pónico en mayor medida que por el grosor del retenedor.
2. Ante fuerzas compresivas verticales (0°), las PFA de metal-cerámica con un retenedor de grosor 1,1mm fueron las que presentaron la mayor resistencia a la fractura (387,112 N /74,05).
3. Las PFA de resina nanocerámica y de disilicato de litio presentaron una resistencia a la fractura similar ante fuerzas verticales, oscilando entre un valor medio de 240,95 N y 171,2 N.
4. Ante fuerzas compresivas anguladas (45°), las PFA de resina nanocerámica fueron las que presentaron la mayor resistencia a la fractura (158,41 N / 46,22 y 139,86 N / 35,69).Las PFA de disilicato de litio fueron las que presentaron la menor resistencia a la fractura ante fuerzas anguladas (45°).
5. El tipo de fallo de la PFA dependió del tipo de material en que estaba confeccionada y en las PFA disilicato de litio por el ángulo de la fuerza aplicada.
6. Las PFA de metal-cerámica fallaron por descementado por fallo adhesivo al diente (100%).

7. Las PFA de resina nanocerámica fallaron principalmente por fractura de la prótesis (85%).
8. Las PFA de disilicato de litio fallaron principalmente por descementado por fallo cohesivo del cemento (70%), pero ante fuerzas compresivas verticales el fallo más frecuente fue la fractura de la prótesis (60%).
9. La PFA de resina nanocerámica con un retenedor de grosor 1,1 mm, podría considerarse una posible alternativa a la PFA de metal-cerámica.

**11 REFERENCIAS
BIBLIOGRAFICAS**

- (1) Fleigel JD, Salmon CA, Piper JM. Treatment options for the replacement of missing mandibular incisors. *J Prosthodont* 2011; 20(5):414-420.
- (2) King P, Foster L, Yates R, Newcombe R, Garrett M. Survival characteristics of 771 resin-retained bridges provided at a UK dental teaching hospital. *Br Dent J* 2015; 218(7):423-428.
- (3) Lally U. Resin-bonded fixed partial dentures past and present--an overview. *J Ir Dent Assoc* 2012; 58(6):294-300.
- (4) Zitzmann NU, Özcan M, Scherrer SS, Bühler JM, Weiger R, Krastl G. Resin-bonded restorations: A strategy for managing anterior tooth loss in adolescence. *J Prosthet Dent* 2015; 113(4):270-276.
- (5) Sasse M, Kern M. All-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: treatment planning, clinical procedures, and outcome. *Quintessence Int* 2014; 45(4):291-297.
- (6) Dalen, A. Two-unit adhesive cantilevers supported [dissertation]. Amsterdam: University of Amsterdam; 2006.
- (7) Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija; 3ª Edición*. Barcelona: Editorial Quintessence; 2000.
- (8) Chiche G, Pinault A. *Prótesis fija estética en dientes anteriores*. 1ª ed. Barcelona: Masson; 1998.
- (9) Miettinen M, Millar BJ. A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. *Br Dent J* 2013; 215(2):3-3.
- (10) Julio BM. *Operatoria dental*. 4ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2006.
- (11) Singh RD, Singh SV, Chand P. Considerations for single tooth replacement in an esthetic zone--review of conservative treatment options. *J Oral Biol Craniofac Res* 2011; 1(1):31-35.
- (12) Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard J, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(s1):126-145.
- (13) De Rábago Vega J, Alonso MS. Manejo multidisciplinario de las agenesias dentales. *Periodoncia: Sociedad Española de Periodoncia* 2003; 13(5):399-412.

- (14) Durey KA, Nixon PJ, Robinson S, Chan MF. Resin bonded bridges: techniques for success. *Br Dent J* 2011; 211(3):113-118.
- (15) Santayana G. *La Vida de la Razón o fases del progreso humano*. Reed.Madrid: Tecnos; 2005.
- (16) Ramírez Skinner H. ¿Y antes de Fauchard qué? La odontología en las cavernas, los templos, los hospitales y las universidades. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral* 2012; 5(1):29-39.
- (17) Becker MJ. Indications of Social Class Differences based on the Archeological Evidence for Occupational Specialization among the Classis Maya at Tikal, Guatemala. *Revista española de antropología americana* 1983; 13:29.
- (18) Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1):18-32.
- (19) Fastlicht, S. Las mutilaciones dentarias entre los mayas. Un nuevo dato sobre las incrustaciones dentarias. In *Anales del Instituto Nacional de Antropología e Historia* 1960. Vol. 12, p. 111-130.
- (20) González EL, Pérez BP, Sánchez JS, Acinas MMR. Dental aesthetics as an expression of culture and ritual. *Br Dent J* 2010; 208(2):77-80.
- (21) Oxilia G, Peresani M, Romandini M, Matteucci C, Spiteri CD, Henry AG, et al. Earliest evidence of dental caries manipulation in the Late Upper Palaeolithic. *Scientific reports* 2015; 5.
- (22) Miquel Feucht MJ, Villalaín Blanco JD, Negre Muñoz, MC, Polo Cerdá M, Gil Pitarch P. Estudio paleontológico y paleonutricional de los restos óseos del yacimiento neolítico de Villanueva de la Fuente (Ciudad Real). *Saguntum Extra* 1999; 2:379-385.
- (23) Escalona, TP, Ortiz, HRC, Palomino, YP, Tamayo, MI, Rodríguez, M. I. R. (2015). Relación entre factores de riesgos y caries dental. *Multimed*, 19(4), 1-13.
- (24) Hussain A, Khan FA. History of dentistry. *Archives of Medicine and Health Sciences* 2014; 2(1):106.
- (25) Coppa A, Bondioli L, Cucina A, Frayer D, Jarrige C, Jarrige J, et al. Palaeontology: early Neolithic tradition of dentistry. *Nature* 2006; 440(7085):755-756.

- (26) Bernardini F, Tuniz C, Coppa A, Mancini L, Dreossi D, Eichert D, et al. Beeswax as dental filling on a Neolithic human tooth [Internet]. Plos One. 2012 [citado 2 junio 2015]; 7(9):e44904. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0044904>
- (27) Ring ME, Botellé FC. Historia de la Odontología. 1ª ed. España: Doyma; 1988.
- (28) Madrid M. Tecnología de la adhesión [Internet]. España: Loctite España; 2002. [Citado 10 julio 2015]. 59 p. Disponible en: http://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/40109892/curso_d_e_adhesivos.pdf.
- (29) Söderholm K. Dental adhesives... how it all started and later evolved. J Adhes Dent 2007; 9(Suppl 2):227-230.
- (30) Ustrell JM. Història de l'odontologia. Barcelona: Universitat de Barcelona; 1997.
- (31) Xu Y, MacEntee MI. The roots of dentistry in ancient China. J Can Dent Assoc 1994 Jul; 60(7):613-616.
- (32) Hyson JM. Amalgam: Its history and perils. J Calif Dent Assoc 2006 Mar; 34(3):215-229.
- (33) Tiesler V. Prácticas bioculturales y organización social en los sitios de Copán, Honduras y Xcambó, Yucatán. Estudios de Antropología Biológica 2005; 12(2).
- (34) Olvera SD, García LO, Hernández J, Sánchez RO, Torres C, López JCJ. Decorados dentales prehispánicos. Revista Odontológica Mexicana 2010; 14(2):99-106.
- (35) Beltrán del Río García, Rafael. Las mutilaciones dentarias en Mesoamérica. Rev ADM 2002; 59(1):28-33.
- (36) Schulein TM, DD M. Significant events in the history of operative dentistry. J Hist Dent 2005; 53(2):63-72.
- (37) Laín Entralgo P. Historia de la medicina. 1ª ed. Barcelona: Salvat; 1978
- (38) Meddeb A. La enfermedad del Islam. 1ª ed. Barcelona: Galaxia Gutenberg; 2003.

- (39) Weinberger BW. Dental literature: its origin and development. [Internet] Journal of Dental Research 2014. [Citado 10 marzo 2015].368 p. Disponible en: <http://jdr.sagepub.com/content/6/4/305>
- (40) Lynch CD, O'Sullivan V, McGillicuddy C. Pierre Fauchard: the 'father of modern dentistry'. Br Dent J 2006; 201(12):779-781.
- (41) Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am 1985; 29(4):621-644.
- (42) Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J 2011; 56(s1):84-96.
- (43) Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention—a review. Part 1. Aust Dent J 1993; 38(3):216-219.
- (44) Bansal S, Palaskar J. Critical evaluation of various methods of recording centric jaw relation. J Indian Prosthodont Soc 2008; 8(4):185.
- (45) Myers ML. Centric relation records—historical review. J Prosthet Dent 1982; 47(2):141-145.
- (46) Ring, ME, Hurley, N. (2000). James Beall Morrison: the visionary who revolutionized the practice of dentistry. J Am Dent Assoc (1939), 131(8), 1161.
- (47) Fraunhofer J. Scientific aspects of dental materials. Int Endod J 1976; 9(1):30-31.
- (48) McLean JW. The alumina reinforced porcelain jacket crown. J Am Dent Assoc 1967; 75(3):621-628.
- (49) Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. Compend Contin Educ Dent 2014; 35(1):38-43.
- (50) Martinez Rus F, Pradies Ramiro G, Suarez Garcia MaJ, Rivera Gomez B. Dental ceramics: classification and selection criteria. RCOE 2007; 12(4):253-263.
- (51) Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. J Prosthet Dent 1983; 49(2):182-187.
- (52) Malament KA, Grossman DG. The cast glass-ceramic restoration. J Prosthet Dent 1987; 57(6):674-683.

- (53) Brånemark P. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 1977; 1:1-132.
- (54) Brånemark P, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969; 3(2):81-100.
- (55) Izzeddin R, Zavarce E, Izzeddin N. Odontología y gestión del conocimiento en tiempos tecnológicos: una vision multidisciplinaria. Acta Odontol Venez 2014; 52(1).
- (56) Saxena P, Gupta SK, Newaskar V, Chandra A. Advances in dental local anesthesia techniques and devices: An update. Natl J Maxillofac Surg 2013; 4(1):19-24.
- (57) Injection I. Adjuncts to local anesthesia: separating fact from fiction. J Can Dent Assoc 2001; 67: 391-397.
- (58) Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. Materials 2010; 3(1):351-368.
- (59) Giordano, R, McLaren, EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent 2010; 31(9), 682-684.
- (60) Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. Int J Prosthodont 2015; 28(3):227-235.
- (61) Balshi TJ. Candidates and requirements for single tooth implant prostheses. Int J Periodontics Restorative Dent 1994; 14(4).
- (62) Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11(3).
- (63) Peñarrocha M, Guarinos J, Sanchis JM, Balaguer J. Estudio clínico retrospectivo (1994-99) de 441 implantes ITI en 114 pacientes con un seguimiento medio de 2, 3 años. Medicina Oral 2002; 7: 144-155.
- (64) Sackstein M. Display of mandibular and maxillary anterior teeth during smiling and speech: age and sex correlations. Int J Prosthodont 2008 Mar-Apr; 21(2):149-151.
- (65) Owall B, Kayser A, Bascones A, Carlsson G. Odontologia Protésica: Principios y Estrategias Terapéuticas. 1ª ed. Madrid: Mosby; 1996.

- (66) Javed F, Al-Hezaimi K, Almas K, Romanos GE. Is titanium sensitivity associated with allergic reactions in patients with dental implants? A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15(1):47-52.
- (67) Malt UF, Nerdrum P, Oppedal B, Gundersen R, Holte M, Lone J. Physical and mental problems attributed to dental amalgam fillings: a descriptive study of 99 self-referred patients compared with 272 controls. *Psychosom Med* 1997; 59(1):32-41.
- (68) Edelhoff D, Liebermann A, Beuer F, Stimmelmayer M, Guth JF. Minimally invasive treatment options in fixed prosthodontics. *Quintessence Int* 2016; 47(3):207-216.
- (69) Attal J, Tirlet G. Le cantilever: une nouvelle géométrie pour les bridges collés, revue de la littérature. *Real Clin* 2015; 26(1):25-34.
- (70) Barwacz CA, Hernandez M, Husemann RH. Minimally invasive preparation and design of a cantilevered, all-ceramic, resin-bonded, fixed partial denture in the esthetic zone: a case report and descriptive review. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26(5):314-323.
- (71) De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2006; 19(6).
- (72) Kokich VO, Kinzer GA, Janakievski J. Congenitally missing maxillary lateral incisors: restorative replacement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(4):435-445.
- (73) Kinzer GA, Kokich VO. Managing Congenitally Missing Lateral Incisors. Part III: Single-Tooth Implants. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17(4):202-210.
- (74) Mittal A, Sahoo S, Bharti A, Giri T, Gupta BS. Aesthetic Replacement of an Anterior Tooth Using the Natural Tooth as a Pontic-An Immediate and Economic Prosthesis. *Int J Health Sci Res.* 2015; 5(3):378-382.
- (75) Borel J, Schittly J, Exbrayat J. *Manual de prótesis parcial removible*. 1ª ed. Barcelona: Masson; 1985.
- (76) Mallat Desplats E. *La prótesis parcial removible en la práctica diaria*. 1ª. Barcelona: Labor; 1986.

- (77) Vermeulen A, Keltjens H, Van't Hof M, Kayser A. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 1996; 76(3):267-272.
- (78) Jepson N, Allen F, Moynihan P, Kelly P, Thomason M. Patient satisfaction following restoration of shortened mandibular dental arches in a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont* 2003; 16(4):409-414.
- (79) Schropp, L., Wenzel, A., Kostopoulos, L., Karring, T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003; 23(4), 313-324.
- (80) Gruber H, Solar P, Ulm C. Maxillomandibular anatomy and patterns of resorption during atrophy. *Edosseous Implants: Scientific and clinical aspects*. Berlin: Quintessence; 1996.
- (81) Desplats EM, Callís EM. Prótesis parcial removible y sobredentaduras. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2003.
- (82) Zhou T, Wang X, Zhang G. All-ceramic resin bonded fixed partial denture made of IPS hot-pressed casting porcelain restore anterior missing teeth: a three years clinical observation. *Beijing Da Xue Xue Bao* 2011; 43(1):77-80.
- (83) Schreid, RC. Woelfel's dental anatomy: its relevance to dentistry. 1st ed. Maryland: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
- (84) Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG. The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. *J Endod* 1995; 21(1):33-37.
- (85) Nelson JS, Ash Jr MM. Wheeler. Anatomía, fisiología y oclusión dental. 9ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010.
- (86) Mc Laughlen G. Retenedores de adhesión directa. 1ª ed. Argentina: Médica panamericana; 1987.
- (87) Simonsen R, Thompson V, Barrack G. Etched cast restorations: clinical and laboratory techniques. 1 st ed. Chicago: Quintessence; 1983.
- (88) Bissasu SM, Al-Houri NA. Replacement of missing lateral incisors with lithium disilicate glass-ceramic veneer-fixed dental prostheses: a clinical report. *Clin Case Rep* 2014; 2(4):128-132.

- (89) De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. A 20-year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006; 19(2).
- (90) Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(1):26-34.
- (91) Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24 Suppl: 69-85.
- (92) Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1):31-41.
- (93) Murdoch-Kinch CA, McLean. Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(1):87-95.
- (94) Vohra F, Rashid H. Clinical success in resin bonded bridges. *J Paq. Dent Assoc* 2013; 22(02):147.
- (95) Toreskog S. The minimally invasive and aesthetic bonded porcelain technique. *Int Dent J* 2002; 52(5):353-363.
- (96) Mehl C, Sommer T, Kern M. Einflügelige vollkera-mische Adhäsivbrücken–minimalinvasive Ästhetik. *Ästhetische Zahnmedizin* 2007; 10:22-27.
- (97) Djemal S, Setchell D, King P, Wickens J. Long-term survival characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a post-graduate teaching hospital between 1978 and 1993. *J Oral Rehabil* 1999; 26(4):302-320.
- (98) Koutayas SO, Kern M, Ferrarresso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2002; 15(3):223-229.
- (99) Macchi RL. *Materiales dentales*. 4ª ed. Argentina: Médica Panamericana; 2007.
- (100) Bassett JL. Replacement of missing mandibular lateral incisors with a single pontic all-ceramic prosthesis: a case report. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997; 9(4):455-61.

- (101) Hall NE, Lindauer SJ, Tüfekçi E, Shroff B. Predictors of variation in mandibular incisor enamel thickness. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(6):809-815.
- (102) Garnett MJ, Wassell RW, Jepson NJ, Nohl FS. Survival of resin-bonded bridgework provided for post-orthodontic hypodontia patients with missing maxillary lateral incisors. *Br Dent J* 2006; 201(8):527-34; discussion 525.
- (103) Williams S, Albadri S, Jarad F. The use of zirconium, single-retainer, resin-bonded bridges in adolescents. *Dent Update* 2011; 38(10):706-710.
- (104) Heymann, HO, Swift Jr, EJ., Ritter, AV. *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. 1^a st ed. EUA: Elsevier Health Sciences; 2014.
- (105) Accurso F, Bechoua M, Camus G, Carlier JF, Delbos M, Dechamp J. Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés). Rapport d'évaluation technologique 2016. [Internet]. Paris: Haute Autorité de santé; 2016 [citado 10 julio 2016]. 112 p. Disponible en <http://www.has-sante.fr>
- (106) Le Huche R. Inlays and onlays. *Inf Dent* 1951; 33(40):1513-1515.
- (107) Perelmuter, S. *L'esthétique en odontologie*. 1 ed. Paris: Eds. SNPMD; 1987.
- (108) Botelho MG, Lam WY. A fixed movable resin-bonded fixed dental prosthesis—A 16 years clinical report. *J Prosthodont Res* 2016; 60(1): 63-67.
- (109) Botelho M. Design principles for cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2000; 31(9):613-619.
- (110) Botelho MG, Leung KC, Ng H, Chan K. A retrospective clinical evaluation of two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(6):783-788.
- (111) Botelho MG, Ma X, Cheung GJ, Law RK, Tai MT, Lam WY. Long-term clinical evaluation of 211 two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *J Dent* 2014; 42(7):778-784.
- (112) Zöllner A, Gaengler P. Pulp reactions to different preparation techniques on teeth exhibiting periodontal disease. *J Oral Rehabil* 2000; 27(2):93-102.

(113) Ibbetson R. Clinical considerations for adhesive bridgework. Dent Update 2004; 31(5):254-265.

(114) Wyatt CC. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? J Can Dent Assoc 2007; 73(10):933-938.

(115) Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent 1973; 30(4):418-423.

(116) Ibsen RL. One-appointment technic using an adhesive composite. Dent Surv 1973; 49(2):30-32.

(117) Howe DF, Denehy GE. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. J Prosthet Dent 1977; 37(1):28-31.

(118) Hopkins C. An immediate cantilever Rochette bridge. Br Dent J 1981 Nov 3; 151(9):292-295.

(119) Shaw MJ, Tay WM. Clinical performance of resin-bonded cast metal bridges (Rochette bridges). A preliminary report. Br Dent J 1982; 152(11):378-380.

(120) Simonsen RJ, Thompson V, Barrack G. Técnica de grabado ácido en prótesis de puentes: "Puente de Maryland". 2ª ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 1990.

(121) van Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. A literature review of two-unit cantilevered FPDs. Int J Prosthodont 2004; 17(3):281-284.

(122) Helvey G. Resin-Bonded Bridge Pontic Repair Using CAD/CAM. Inside Dentistry 2012 Issue 7; 8.

(123) Thompson VP, Livaditis GJ. Etched casting acid etch composite bonded posterior bridges. Pediatr Dent 1982; 4(1):38-43.

(124) Maller SV, KS K MU. Resin-bonded fixed partial dentures; Metals to Ceramics-a literature review. JIADS 2010; 1:22-26.

(125) Moon PC. Bond strengths of the lost salt procedure: a new retention method for resin-bonded fixed prostheses. J Prosthet Dent 1987; 57(4):435-439.

(126) Banerji S, Sethi A, Dunne S, Millar BJ. Clinical performance of Rochette bridges used as immediate provisional restorations for single unit implants in general practice. Br Dent J 2005; 199(12):771-775.

(127) Creugers, NHJ, Welle, PR, Vrijhoef, MMA. Four bonding systems for resin-retained cast metal prostheses. Dent Mater 1988, 4(2), 85-88.

(128) Bublak JM. Westphal, M. (2010). In-vitro-Versuch zur Untersuchung des Einflusses des Präparationsdesigns auf die Überlebenswahrscheinlichkeit einflügeliger und zweiflügeliger vollkeramischer Adhäsivbrücken in der Oberkieferfront [dissertation]. Germany: Universität Würzburg; 2007.

(129) Livaditis GJ, Thompson VP. Etched castings: an improved retentive mechanism for resin-bonded retainers. J Prosthet Dent 1982; 47(1):52-58.

(130) Martínez J, Romero M. Diseño de Pónticos en Prótesis Parcial Fija. Revista Europea de Odontostomatología. [Internet] 2008 [citado el 20 junio 2016]. Disponible en: <http://www.redoe.com/ver.php?id=80>

(131) Tanoue N. Longevity of resin-bonded fixed partial dental prostheses made with metal alloys. Clin Oral Investig 2015:1-8.

(132) Pallás Albiac RJ. Valoración de las Fuerzas de Adhesión de sistemas adhesivos autograbantes sobre Dentina Irradiada con Láser de Er, Cr: YSGG. 2013.

(133) Bertoldi, A. (2000). Odontología adhesiva y protesis. Revisión bibliográfica. La Carta Odontológica, 5(16), 19-26.

(134) Pignata S, Vola J. Importancia de la interfaz dentina-adhesivo en la longevidad de las restauraciones adheridas, el papel de los nuevos agentes reticuladores. Revista de Operatoria dental y biomateriales [Internet] 2015 [citado el 25 marzo 2016]. Disponible en: <http://www.rodyb.com/wp-content/uploads/2014/12/vol-4-N1-interfaz3.pdf>

(135) Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin North Am 2007; 51(3):643-658.

(136) Ahmad I. Red Bonding: Predictable Cementation Of Indirect Esthetic Restorations. Cosmetic Dentistry International 2012; 6(1):22-32.

(137) Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. Dent Update 2005 Jun; 32(5):251-4, 257-8, 260.

- (138) Henostroza G, Abate P. Adhesión en odontología restauradora. 2ª ed. Madrid: Ripano; 2010.
- (139) Echeverría JJ, Pumarola J. El manual de odontología. 1º ed. Barcelona: Elsevier Masson; 2008.
- (140) Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Water movement across bonded dentin-too much of a good thing. J Appl Oral Sci. 2004; 12(SPE):12-25.
- (141) Camps I. La evolución de la adhesión a dentina. Avances en Odontoestomatología 2004; 20(1):11-17.
- (142) Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. Am J Dent 1995; 8(2):88-92.
- (143) Roulet JF. Buonocore Memorial Lecture. Adhesive dentistry in the 21st century. Oper Dent 2000; 25(5):355-366.
- (144) Carrillo, C. (2006). Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. Revista de la Asociación Dental Mexicana, 63(2), 45-51.
- (145) Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am 2007; 51(2):453-471.
- (146) Crawford P, Whittaker D, Owen G. The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. J Oral Rehabil 1987; 14(3):283-290.
- (147) Abo-Hamar SE, Hiller K, Jung H, Federlin M, Friedl K, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Investig 2005; 9(3):161-167.
- (148) Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. Dent Mater 2007; 23(2):218-225.
- (149) Behr M, Hansmann M, Rosentritt M, Handel G. Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. Clin Oral Investig 2009; 13(4):459-464.
- (150) Parra Lozada M, Garzón Rayo H. Self-etching adhesive systems, bond strength and nanofiltration: a review. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia 2012; 24(1):133-150.

- (151) Coelho-de-Souza FH, Klein-Júnior CA, Camargo JC, Beskow T, Balestrin MD, Demarco FF. Double-blind randomized clinical trial of posterior composite restorations with or without bevel: 6-month follow-up. *J Contemp Dent Pract* 2010; 11(1):1-7.
- (152) Tsujimoto A, Iwasa M, Shimamura Y, Murayama R, Takamizawa T, Miyazaki M. Enamel bonding of single-step self-etch adhesives: influence of surface energy characteristics. *J Dent* 2010; 38(2):123-130.
- (153) Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; 26(2):100-121.
- (154) Farah JW PJ. 6th and 7th generation bonding agents. *Dent Advisor* 2006 23(8):1-7.
- (155) Faria-E-Silva AL, Fabiao MM, Sfalcin RA, de Souza Meneses M, Santos-Filho PC, Soares PV, et al. Bond Strength of One-Step Adhesives under Different Substrate Moisture Conditions. *Eur J Dent* 2009; 3(4):290-296.
- (156) Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, et al. Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2009; 11(3):175-190.
- (157) Ritter AV, Swift EJ, Heymann HO, Sturdevant JR, Wilder AD. An eight-year clinical evaluation of filled and unfilled one-bottle dental adhesives. *J Am Dent Assoc* 2009; 140(1):28-37.
- (158) Perdigão J, Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Castilhos N, Carmo AR, Lewgoy HR, et al. Two-year clinical evaluation of self-etching adhesives in posterior restorations. *J Adhes Dent* 2009; 11(2):149-159.
- (159) Bradna, P., Vrbova, R., Dudek, M., Roubickova, A., Housova, D. Comparison of bonding performance of self-etching and etch-and-rinse adhesives on human dentin using reliability analysis. *J Adhes dent* 2008; 10(6), 423-9.
- (160) Brackett WW, Haisch LD, Pearce MG, Brackett MG. Microleakage of Class V resin composite restorations placed with self-etching adhesives. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1):42-45.

- (161) Chaves, Carolina de Andrade Lima, Melo RMD, Passos SP, Camargo FP, Bottino MA, Balducci I. Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci* 2009; 17(3):155-160.
- (162) Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001; 17(5):430-444.
- (163) Söderholm KM. Critical evaluation of adhesive test methods used in dentistry. *J Adhes Sci Technol* 2009; 23(7-8):973-990.
- (164) Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips: ciencia de los materiales dentales. 11ª ed. Barcelona: Elsevier; 2004.
- (165) del Barrio, JMV, Labruzzo CA. Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. 1ª ed. Madrid: Editorial Avances Médico-Dentales; 1996.
- (166) Mallat Desplats E. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. 1ª ed. Barcelona: Quintessence; 2001.
- (167) Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3):280-301.
- (168) Jose C, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 2002; 6(4):198-204.
- (169) Hofstede TM, Ercoli C, Hagan ME. Alternative complete-arch cement-retained implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1999; 82(1):94-99.
- (170) Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2):127-134.
- (171) Irie M, Suzuki K, Watts DC. Immediate performance of self-etching versus system adhesives with multiple light-activated restoratives. *Dent Mater* 2004; 20(9):873-880.
- (172) Weiner RS. Dental cements: a review and update. *Gen Dent* 2007; 55(4):357-64; quiz 365-6, 375-6.
- (173) Mallat E, Mallat DE, Santos A, Bassols C. Prótesis Fija Estética. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2006.

- (174) Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2):135-141.
- (175) Braga R, Cesar P, Gonzaga C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29(3):257-262.
- (176) Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry—a review. *Int Dent J* 2000; 50(1):1-12.
- (177) Cheung GS. Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. *J Prosthet Dent* 1990; 63(3):286-288.
- (178) Mak Y, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater* 2002; 18(8):609-621.
- (179) Hussey DL, Linden GJ. The clinical performance of cantilevered resin-bonded bridgework. *J Dent* 1996; 24(4):251-256.
- (180) Chan A, Barnes I. A prospective study of cantilever resin-bonded bridges: An initial report. *Aust Dent J* 2000; 45(1):31-36.
- (181) Kern M, Sasse M. Ten-year survival of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *J Adhes Dent* 2011; 13(5):407-410.
- (182) Sun Q, Chen L, Tian L, Xu B. Single-tooth replacement in the anterior arch by means of a cantilevered IPS e.max Press veneer-retained fixed partial denture: case series of 35 patients. *Int J Prosthodont* 2013 Mar-Apr; 26(2):181-187.
- (183) Sailer I, Bonani T, Brodbeck U, Hammerle CH. Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. *Int J Prosthodont* 2013;26 (5):443-450.
- (184) Mehl, C., Sommer, T., & Kern, M. (2007). Einflügelige vollkeramische Adhäsivbrücken—minimalinvasive Ästhetik. *Ästhetische Zahnmedizin*, 10, 22-27.
- (185) Botelho MG, Chan AW, Yiu EY, Tse ET. Longevity of two-unit cantilevered resin-bonded fixed partial dentures. *Am J Dent* 2002; 15(5):295-299.

- (186) Keulemans F, Shinya A, Lassila LV, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior two-unit cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *ScientificWorldJournal* 2015; 2015:864389.
- (187) Lam WY, Botelho MG, McGrath CP. Longevity of implant crowns and 2-unit cantilevered resin-bonded bridges. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(12):1369-1374.
- (188) Wei Y, Wang X, Zhang Q, Li X, Blatz MB, Jian Y, et al. Clinical performance of anterior resin-bonded fixed dental prostheses with different framework designs: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2016.
- (189) Rashid S, Al-Wahadni A, Hussey D. The periodontal response to cantilevered resin-bonded bridgework. *J Oral Rehabil* 1999; 26(11):912-917.
- (190) Gopakumar A, Boyle EL. 'A bridge too far' the negative impact of a bridge prosthesis on gingival health and its conservative management. *Br Dent J* 2013; 215(6):273-276.
- (191) Okeson JPW, Okeson ALJ, Wright AL. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 6ª ed. Barcelona: Elsevier; 2008.
- (192) Dahl BL, Krogstad O, Karlsten K. An alternative treatment in cases with advanced localized attrition. *J Oral Rehabil* 1975; 2(3):209-214.
- (193) Himmel R, Pilo R, Assif D, Aviv I. The cantilever fixed partial denture—a literature review. *J Prosthet Dent* 1992; 67(4):484-487.
- (194) Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC, of Washington U, et al. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83(2):171-180.
- (195) Berekally T, Smales R. A retrospective clinical evaluation of resin-bonded bridges inserted at the Adelaide Dental Hospital. *Aust Dent J* 1993; 38(2):85-96.
- (196) Beddis HP, Durey K, Alhilou A, Chan MF. The restorative management of the deep overbite. *Br Dent J* 2014; 217(9):509-515.
- (197) Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74(6):1253-1258.

- (198) Moore DL, Demke R, Eick JD, Sigler TJ. Retentive strength of anterior etched porcelain bridges attached with composite resin: an in vitro comparison of attachment techniques. *Quintessence Int* 1989; 20(9):629-636.
- (199) Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *International archives of otorhinolaryngology* 2014; 18(03):272-276.
- (200) Ferrario V, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia G. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31(1):18-22.
- (201) Al-Zarea BK. Maximum bite force following unilateral fixed prosthetic treatment: a within-subject comparison to the dentate side. *Med Princ Pract* 2015; 24(2):142-146.
- (202) Eichner KV. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl* 1963(18):915-924.
- (203) De Boever J, McCall W, Holden S, Ash M. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978; 40(3):326-333.
- (204) Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977; 35(6):297-303.
- (205) Körber K, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 1983; 31:55-60.
- (206) Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(5):323-331.
- (207) Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Eur J Oral Sci* 1993; 101(3):171-175.
- (208) Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech* 1997; 30(6):631-633.
- (209) Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 98(2):120-128.

- (210) Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res* 1999; 78(7):1336-1344.
- (211) Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 1993; 21(2):117-121.
- (212) Rosentritt M, Kolbeck C, Ries S, Gross M, Behr M, Handel G. Zirconia resin-bonded fixed partial dentures in the anterior maxilla. *Quintessence Int* 2008; 39(4):313-319.
- (213) Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2005; 36(2):141-147.
- (214) Rammelsberg P, Pospiech P, Gernet W. Clinical factors affecting adhesive fixed partial dentures: a 6-year study. *J Prosthet Dent* 1993; 70(4):300-307.
- (215) Behr M, Leibrock A, Stich W, Rammelsberg P, Rosentritt M, Handel G. Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. *Clin Oral Investig* 1998; 2(1):31-35.
- (216) De Kanter RJ, Creugers NH, Verzijden CW, Van't Hof MA. A five-year multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges. *J Dent Res* 1998; 77(4):609-614.
- (217) Tsitrou E, Tsangari KN. Fracture strength and mode of anterior single-retained all-ceramic resin-bonded bridges using a CAD/CAM system. *Int J Comput Dent* 2012; 15(2):125-136.
- (218) Probster B, Henrich GM. 11-Year Follow-Up Study of Resin-Bonded Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 1997; 10(3):259-268.
- (219) Sasse M, Eschbach S, Kern M. Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: Influence of the bonding system after up to 55 months. *J Dent* 2012; 40(9):783-786.
- (220) Westphal, M. In-vitro-Versuch zur Untersuchung des Einflusses des Präparationsdesigns auf die Überlebenswahrscheinlichkeit einflußgeliger und zweiflußgeliger vollkeramischer Adhäsivbrücken in der Oberkieferfront [dissertation]. Würzburg: Univ., Diss., 2010.
- (221) Livaditis GJ. Etched metal resin-bonded restorations: principles in retainer design. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1983; 3(4):34-47.

(222) Livaditis GJ. Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. J Am Dent Assoc 1980; 101(6):926-929.

(223) Kern M, Kerschbaum TA. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn. Mund-und Kieferheilkunde (DGZMK) 2007.

(224) Kern M, Glaser R. Cantilevered all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures: a new treatment modality. J Esthet Dent 1997; 9(5):255-264.

(225) Kern M, Schwarzbach W, Strub JR. Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs: an in vitro study. Int J Prosthodont 1992; 5(2):108-113.

(226) Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1994; 71(3):251-256.

(227) van Dalen A, Feilzer AJ. Cantilever resin-bonded bridges with one adhesive surface. A review of the literature. Ned Tijdschr Tandheelkd 2003; 110(4):143-148.

(228) van Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. In vitro exploration and finite element analysis of failure mechanisms of resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthodont 2008; 17(7):555-561.

(229) Sasse M, Kern M. CAD/CAM single retainer zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: clinical outcome after 5 years. Int J Comput Dent 2013; 16(2):109-118.

(230) Sasse M, Kern M, Marre B, Walter MH. Clinical performance of cantilevered fixed dental prostheses abutments in the shortened dental arch. J Dent 2014; 42(3):373-376.

(231) Sasse M, Kern M. Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic. J Dent 2014; 42(6):660-663.

(232) Dunne SM, Millar BJ. A longitudinal study of the clinical performance of resin bonded bridges and splints. Br Dent J 1993; 174(11):405-411.

- (233) Atsu SS, Aka PS, Kucukesmen HC, Kilicarslan MA, Atakan C. Age-related changes in tooth enamel as measured by electron microscopy: implications for porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4):336-341.
- (234) Özcan M, Mese A. Adhesion of conventional and simplified resin-based luting cements to superficial and deep dentin. *Clin Oral Investig* 2012; 16(4):1081-1088.
- (235) Ibrahim AA, Hussey DL, Claffey N. Bond strengths of maxillary anterior base metal resin-bonded retainers with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 1997; 78(3):281-285.
- (236) Aggstaller H, Beuer F, Edelhoff D, Rammelsberg P, Gernet W. Long-term clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures with retentive preparation geometry in anterior and posterior areas. *J Adhes Dent* 2008; 10(4).
- (237) Saker S, Abo-Madina M, El-Fallal A, Ghazy M. Influence of Thermocycling and Mechanical Loading on the Fracture Strength of In-Ceram Zirconia Anterior Cantilever Resin-Based Fixed Dental Prostheses. *Am J Esthet Dent* 2012; 2(3):200-209.
- (238) Kern M. Tensile peeling failure of resin-bonded Ni/Cr beams: an experimental and finite element study. *J Dent* 1995; 23(1):63-64.
- (239) Nakabayashi N, Tomota T, Matsumura H. Relationship between the shape of adherend and the bond strength. *J Jpn Dent Mater* 1987; 6: 422-425.
- (240) Barrack G. The etched cast restoration--clinical techniques and long-term results. *Quintessence Int* 1993; 24(10):701-713.
- (241) Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014; 30(9):954-962.
- (242) Morgan C, Djemal S, Gilmour G. Predictable resin-bonded bridges in general dental practice. *Dental Update London* 2001; 28(10):501-508.
- (243) Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5):389-404.

- (244) Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):557-562.
- (245) Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 2000; 25(6):459-465.
- (246) Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical Performance of a Lithia Disilicate--Based Core Ceramic for Three-Unit Posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17(4).
- (247) Olsson K, Fürst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2).
- (248) Reichel K. Virtual Reality by Cerec inLab Framework. *Int J Comput Dent* 2004; 7(1):85-95.
- (249) Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27(10).
- (250) Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009; 36(8):610-615.
- (251) Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5):540-547.
- (252) Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kem M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005; 18(6):497.
- (253) Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc* 2012; 143(3):234-240.
- (254) Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent mater* 2011; 27(4):356-363.

(255) Saker S, El-Fallal A, Abo-Madina M, Ghazy M, Ozcan M. Clinical survival of anterior metal-ceramic and all-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses over a period of 60 months. *Int J Prosthodont* 2014; 27(5):422-424.

(256) Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. Resin-matrix Ceramics an overview. *International Journal of recent scientific research* [Internet].2015.[citado 12 marzo 2016] 6(11):7414-7417.Disponible en:
http://recentscientific.com/sites/default/files/3847_1.pdf

(257) Wang W, Liao S, Zhu Y, Liu M, Zhao Q, Fu Y. Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. *J Nanomater* 2015; 2015 (3):1-11.

(258) Goldfogel MH, Lambert RL. Cantilever fixed prosthesis replacing the maxillary lateral incisor: design consideration. *J Prosthet Dent* 1985; 54(4):477-478.

(259) LIU CS. Use of a modified ovate pontic in areas of ridge defects: a report of two cases. *J Esthet Restor Dent* 2004; 16(5):273-281.

(260) Kern M, Knode H, Strubb JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int* 1991; 22(4):257-262.

(261) The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94(1):10-92.

(262) Bertolotti RL. Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations. *J Am Dent Assoc* 1984; 108(6):959-966.

(263) Preston JD, Berger R. Some laboratory variables affecting ceramometal alloys. *Dent Clin North Am* 1977; 21(4):717-728.

(264) Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87(4):351-363.

(265) Sutow EJ, Maillet WA, Taylor JC, Hall GC. In vivo galvanic currents of intermittently contacting dental amalgam and other metallic restorations. *Dent Mater* 2004; 20(9):823-831.

(266) Horasawa N, Takahashi S, Marek M. Galvanic interaction between titanium and gallium alloy or dental amalgam. *Dent mater* 1999; 15(5):318-322.

(267) Affairs, ADA Council on scientific. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(3):347-349.

- (268) Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Classification system for cast alloys. *J Am Dent Assoc* 1984; 109(5):766.
- (269) Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys: the materials and "The Clinical Effects". *Adv Dent Res* 1992; 6:28-31.
- (270) Boning K, Walter M. Palladium alloys in prosthodontics: selected aspects. *Int Dent J* 1990; 40(5):289-297.
- (271) Suansuwan N, Swain MV. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont* 1999; 12(6).
- (272) De Vasconcellos, Luis Gustavo Oliveira, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira Júnior L, Bottino MA, et al. Opaque Layer Firing Temperature and Aging Effect on the Flexural Strength of Ceramic Fused to Cobalt-Chromium Alloy. *J Prosthodont* 2010; 19(6):471-477.
- (273) Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent* 2009; 102(4):253-259.
- (274) Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida S, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *J Prosthodont* 2010; 19(2):103-111.
- (275) Prado RAd, Panzeri H, Fernandes Neto AJ, Neves FDd, Silva MRd, Mendonça G. Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. *Braz Dent J* 2005; 16(3):202-206.
- (276) Pretti M, Hilgert E, Bottino MA, Avelar RP. Evaluation of the shear bond strength of the union between two CoCr-alloys and a dental ceramic. *J Appl Oral Sci* 2004; 12(4):280-284.
- (277) Muris J, Goossens A, Gonçalo M, Bircher AJ, Giménez-Arnau A, Foti C, et al. Sensitization to palladium and nickel in Europe and the relationship with oral disease and dental alloys. *Contact Derm* 2015; 72(5):286-296.
- (278) Muris J, Feilzer AJ. Micro analysis of metals in dental restorations as part of a diagnostic approach in metal allergies. *Neuroendocrinol Lett* 2006; 27(1):49-52.
- (279) Berrios M, López JC, Salinas PJ. Hipersensibilidad tipo IV al níquel y su relación con restauraciones metálicas en la cavidad oral. *Acta Odontológica Venezolana* 2009; 47(1):147-157.

(280) Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. *Int Dent J* 1995; 45(3):209-217.

(281) Wood JF. Mucosal reaction to cobalt-chromium alloy. *Br Dent J* 1974 May 21; 136(10):423-424.

(282) Schriver WR, Shereff RH, Domnitz JM, Swintak EF, Civjan S. Allergic response to stainless steel wire. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1976; 42(5):578-581.

(283) Corrente G, Vergnano L, Re S, Cardaropoli D, Abundo R. Resin-bonded fixed partial dentures and splints in periodontally compromised patients: a 10-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20(6):628-636.

(284) Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *J Prosthodont* 2009; 18(2):188-194.

(285) Henriques B, Soares D, Silva F. Microstructure, hardness, corrosion resistance and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo alloy for metal-ceramic dental restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012; 12:83-92.

(286) Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent* 2014; 112(3):600-605.

(287) Reclaru L, Lüthy H, Eschler P, Blatter A, Susz C. Corrosion behaviour of cobalt-chromium dental alloys doped with precious metals. *Biomaterials* 2005; 26(21):4358-4365.

(288) Qiu J, Yu W, Zhang F, Smales RJ, Zhang Y, Lu C. Corrosion behaviour and surface analysis of a Co-Cr and two Ni-Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing. *Eur J Oral Sci* 2011; 119(1):93-101.

(289) Lee J. An accelerated technique for a ceramic-pressed-to-metal restoration with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014; 112(5):1021-1023.

(290) Riquier R. Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser. *Quintessence Técnica* 2007; 18(2):66-78.

- (291) Patel B, Inam F, Reece M, Edirisinghe M, Bonfield W, Huang J, et al. A novel route for processing cobalt-chromium-molybdenum orthopaedic alloys. *J R Soc Interface* 2010; 7(52):1641-1645.
- (292) Craig RG, Obrien WJ, Powers JM. *Materiales dentales, propiedades y manipulación*. 1999.
- (293) Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(3):297-307.
- (294) Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont* 2011;20(2):93-96.
- (295) Weinstein LK, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. U.S. Patent No 3.052.982, 11 Sept. 1962.
- (296) McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; 119(6):251-267.
- (297) Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007; 51(3):713-727.
- (298) McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry* 2009; 5(9): 94-103.
- (299) Martínez-Rus F, Ferreira A, Ozcan M, Pradies G. Marginal Discrepancy of Monolithic and Veneered All-Ceramic Crowns on Titanium and Zirconia Implant Abutments Before and After Adhesive Cementation: A Scanning Electron Microscopy Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(2).
- (300) Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont* 2012; 21(1):28-32.
- (301) Martínez-Rus F, Ferreira A, Bartolomé JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(6).
- (302) American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature [Internet]. 2004 [citado 17 marzo 2015]. Disponible en: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>.

- (303) Magne P, Belser U. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores: método biomimético. 1ª ed. Barcelona: Quintessence; 2004.
- (304) Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. J Am Dent Assoc 2006; 137(4):514-522.
- (305) Chen Y, Smales RJ, Yip KH, Sung W. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. Dent Mater 2008; 24(11):1506-1511.
- (306) Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 2002; 88(1):4-9.
- (307) Caparroso Pérez C, Duque Vargas JA. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia 2010; 22(1):88-108.
- (308) Mörmann WH, Dentb M. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. Int J Prosthodont 2002; 15(5):451.
- (309) Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. Int J Periodontics Restorative Dent 2006; 26(1):31-41.
- (310) Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 2004; 31(7):682-688.
- (311) Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. Dent Mater J 2014; 33(1):79-85.
- (312) Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. J Dent Res 2007; 86(2):142-146.
- (313) Londiche, B. Efecto de los tratamientos superficiales mediante ataque químico en la rugosidad y las propiedades mecánicas de la circona 3Y-TZP [tesis]. Barcelona: Universidad Politècnica de Catalunya; 2013 [citada 4 abril 2015]. 84 p. Disponible en:<http://hdl.handle.net/2099.1/18826>

- (314) Pecho Yataco OE. Caracterización óptica y estructural de las cerámicas en base a policristales tetragonales de zirconia estabilizados con ytria [tesis]. Granada: Universidad de Granada; 2013 [citada 25 junio 2016]. 288 p. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10481/23498>
- (315) Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1):1-25.
- (316) Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009; 92(9):1901-1920.
- (317) Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials* 2009; 30(29):5279-5282.
- (318) Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 2002; 63(3):262-270.
- (319) Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review* 2008; 44(1):3-21.
- (320) Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res* 2012; 91(8):800-804.
- (321) Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31(9):702-704.
- (322) Rosenblatt R. A complete ceramic for chairside Cad/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33 Spec N.6:7-9.
- (323) Hamdy A. Marginal Adaptation and Fracture Resistance of Resin Nano-Ceramic and Zirconium Dioxide All Ceramic Restorations. *Journal of Dental and Oral Health* [Internet]. 2015 [citado el 2 nov 2015]. Disponible en: <http://scientonline.org/open-access/marginal-adaptation-and-fracture-resistance-of-resin-nano-ceramic-and-zirconium-dioxide-all-ceramic-restorations.pdf>

(324) Fasbinder D, Dennison J, Heys D, Lampe K. Clinical evaluation of CAD/CAM-generated polymer ceramic inlays. *J Dent Res* 2001; 80:1587.

(325) Joda T, Huber S, Bürki A, Zysset P, Brägger U. Influence of Abutment Design on Stiffness, Strength, and Failure of Implant-Supported Monolithic Resin Nano Ceramic (RNC) Crowns. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(6):1200-1207.

(326) Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer AJ, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *J Dent* 2015; 43(9):1106-1115.

(327) Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical Bonding of Resin Nano Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015.

(328) Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent* 2014; 39(6):595-602.

(329) Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31(2).

(330) Asbjørn Jokstad L, Meriç Gökçe L, Carl Hjortsjö L. A systematic review of the scientific documentation of fixed partial dentures made from fiber-reinforced polymer to replace missing teeth. *Int J Prosthodont* 2005; 18:489-496.

(331) Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1994; 71(1):16-22.

(332) van Heumen CC, van Dijken JW, Tanner J, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater* 2009; 25(6):820-827.

(333) van Heumen CC, Tanner J, van Dijken JW, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dent Mater* 2010; 26(10):954-960.

(334) Miller TE. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium* 1993; 14(6):800, 802-4, 806 passim; quiz 812.

(335) Galan D, Lynch E. The effect of reinforcing fibres in denture acrylics. *J Ir Dent Assoc* 1989; 35(3):109-113.

(336) Miyairi H, Nagai M, Takayama Y. Application of carbon fiber (CF)-cloth reinforcement to upper complete denture base. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1983; 30(4):109-117.

(337) Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of glass-fiber-reinforced crowns and fixed partial dentures: a three-year retrospective study. *Quintessence Int* 2003; 34(7).

(338) Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc* 2002; 133(11):1524-1534.

(339) Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent* 2000; 84(4):413-418.

(340) Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91(3):241-246.

(341) Van Heumen C, Kreulen CM, Creugers NH. Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review. *Eur J Oral Sci* 2009; 117(1):1-6.

(342) Hopkinson N, Hague R, Dickens P. *Rapid manufacturing: an industrial revolution for the digital age*. EUA: John Wiley & Sons; 2006.

(343) Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204(9):505-511.

(344) Grünberger T, Domröse R. Direct Metal Laser Sintering. *Laser Technik Journal* 2015; 12(1):45-48.

(345) Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J* 2015; 219(11):521-529.

- (346) Venkatesh KV, Nandini VV. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13(4):389-392.
- (347) Hague R, Mansour S, Saleh N, Harris R. Materials analysis of stereolithography resins for use in rapid manufacturing. *J Mater Sci* 2004; 39(7):2457-2464.
- (348) Simon JF, Gartrell RG, Grogono A. Improved retention of acid-etched fixed partial dentures: a longitudinal study. *J Prosthet Dent* 1992; 68(4):611-615.
- (349) Leinfelder KF. Resin to metal bonding: overcoming esthetic problems. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(3):292-294.
- (350) Behr M, Rosentritt M. Cementos en odontología. Quintessence.Publicación Internacional de Odontología 2006; 19(6):318-326.
- (351) Corts JP. Prótesis fija metal cerámica adherida. *Actas Odontológicas* 2016; 7(2).
- (352) Zúñiga Silva JA. Estudio comparativo in vitro de la microfiltración marginal de restauraciones indirectas de composite fijadas con cemento autoadhesivo con diferentes tratamientos de superficie de la preparación cavitaria [tesis]. Santiago: Universidad de Chile; 2013 [citada 25 mayo 2016]. Disponible en: <http://repositorio.uchile.cl/handle/2250/115740>
- (353) Padrós-Serrat JL, Monterrubio-Berga M, Padrós-Cruz E. Adhesivos autograbantes: ¿Grabar o no grabar? *RCOE* 2003; 8(4):363-375.
- (354) Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2):333-357.
- (355) Garbin C, Alberton S, Mezzono E. Cementos y Cementaciones. Mezzono E, Makoto R y cols, *Rehabilitación Oral Contemporánea* 2010; 2:791-823.
- (356) Díaz-Romeral Bautista P, Orejas Pérez J, López Soto E, Veny Ribas T. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. *Científica Dental.Revista científica de formación continuada* 2009; 6(2):61-75.
- (357) Audenino G, Giannella G, Morello GM, Ceccarelli M, Carossa S, Bassi F. Resin-bonded fixed partial dentures: ten-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2006; 19(1).

- (358) Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent* 2011; 106(5):319-327.
- (359) Marinello C, Kerschbaum T, Heinenberg B, Hinz R, Peters S, Pfeiffer P, et al. Experiences with resin—bonded bridges and splints—a retrospective study. *J Oral Rehabil* 1987; 14(3):251-260.
- (360) Gaete M, Cabrera L. Adhesivos Universales. *Dental Tribune Hispanic & Latin America* 2014 2014:11-14.
- (361) Moncada G, García R, de Oliveira OB, Fernández E, Martín J, Vildósola P. Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral* 2014; 7(3):194-199.
- (362) Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1993; 70(1):6-11.
- (363) Barkmeier WW, Kupiec KA. Bond strength of composite to tin plated base and high noble metal. *Amer Assoc Dental Research* 1996 (75):42-42.
- (364) El-Guindy J, Selim M, El-Agroudi M. Alternative Pretreatment Modalities with a Self-Adhesive System to Promote Dentin/Alloy Shear Bond Strength. *J Prosthodont* 2010; 19(3):205-211.
- (365) Ikemura K, Endo T, Kadoma Y. A review of the developments of multi-purpose primers and adhesives comprising novel dithiooctanoate monomers and phosphonic acid monomers. *Dent Mater J* 2012; 31(1):1-25.
- (366) Kern M, Thompson V. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater* 1993; 9(3):155-161.
- (367) Özcan M, Kerkdijk S, Valandro LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig* 2008; 12(3):279-282.
- (368) Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of Various Surface Conditioning Methods on the Adhesion of Dual-cure Resin Cement with MDP Functional Monomer to Zirconia after Thermal Aging. *Dent Mater J* 2008; 27(1):99-104.

- (369) Aljadi MS. The effects of different surface treatments on the shear bond strength of composite resin to machined titanium [dissertation]. Milwaukee: Marquette University; 2011 [citada 5 junio 2015]. Disponible en: <http://gradworks.umi.com/14/90/1490839.html>
- (370) Cobb D, Vargas M, Fridrich T, Bouschlicher M. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent* 2000; 25(5):427-433.
- (371) Hansson O, Moberg L. Evaluation of three silicoating methods for resin-bonded prostheses. *Eur J Oral Sci* 1993; 101(4):243-251.
- (372) Peutzfeldt A, Asmussen E. Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *Eur J Oral Sci* 1988; 96(2):171-176.
- (373) Al Jabbari YS, Zinelis S, Eliades G. Effect of sandblasting conditions on alumina retention in representative dental alloys. *Dent Mater J* 2012; 31(2):249-255.
- (374) Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. A survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Investig* 2008; 12(1):37-44.
- (375) Oka Y, Ohnogi H, Hosokawa T, Matsumura M. The impact angle dependence of erosion damage caused by solid particle impact. *Wear* 1997; 203:573-579.
- (376) Oshida Y, Munoz CA, Winkler MM, Hashem A, Itoh M. Fractal dimension analysis of aluminum oxide particle for sandblasting dental use. *Biomed Mater Eng* 1993; 3(3):117-126.
- (377) Jochen D, Caputo A, Matyas J. Effect of metal surface treatment on ceramic bond strength. *J Prosthet Dent* 1986; 55(2):186-188.
- (378) Passia N, Lehmann F, Freitag-Wolf S, Kern M. Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc* 2015; 146(10):729-734.
- (379) Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent* 1998; 79(5):508-513.
- (380) Pameijer CH. A review of luting agents. *Int J Dent*. 2012:1-7.
- (381) Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19(8):725-731.

(382) Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995; 73(3):240-249.

(383) Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5):453-461.

(384) Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3):268-274.

(385) Llobell A, Nicholls J, Kois J, Daly C. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont* 1992; 5(3):205-213.

(386) Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(11):1275-1281.

(387) Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent* 2014; 42(9):1105-1114.

(388) Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc* 2013; 144(1):31-44.

(389) Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 2014; 111(4):310-317.

(390) Carnaggio TV, Conrad R, Engelmeier RL, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, et al. Retention of CAD/CAM All-Ceramic Crowns on Prefabricated Implant Abutments: An In Vitro Comparative Study of Luting Agents and Abutment Surface Area. *J Prosthodont* 2012; 21(7):523-528.

(391) Lühns A, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater* 2014; 30(3):281-291.

(392) Bacchi A, Dobson A, Ferracane JL, Consani R, Pfeifer CS. Thio-urethanes improve properties of dual-cured composite cements. *J Dent Res* 2014; 93(12):1320-1325.

- (393) Fasbinder DJ, Neiva GF, Dennison JB, Heys DR. Clinical Performance of CAD/CAM-Generated Composite Inlays After 10 Years. *J Cosmet Dent* 2013; 28(4):134-145.
- (394) Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 79(4):459-464.
- (395) Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(6):667-676.
- (396) Denehy GE, Howe DF. A conservative approach to the missing anterior tooth. *Quintessence Int Dent Dig* 1979; 10(7):23-29.
- (397) Kerschbaum T, Gaa M. Longitudinale analyse von festsitzendem Zahnersatz privatversicherter patienten. *Dtsch Zahnärztl* 1987(42):345-351.
- (398) Olin PS, Hill EM, Donahue JL. Clinical evaluation of resin-bonded bridges: a retrospective study. *Quintessence Int* 1991; 22(11).
- (399) Kern M, Strub J. Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 years. *J Dent* 1998; 26(3):245-249.
- (400) Komine F, Tomic M. A single-retainer zirconium dioxide ceramic resin-bonded fixed partial denture for single tooth replacement: a clinical report. *J Oral Sci* 2005; 47(3):139-142.
- (401) Botelho MG, Chan AW, Leung NC, Lam WY. Long-term evaluation of cantilevered versus fixed-fixed resin-bonded fixed partial dentures for missing maxillary incisors. *J Dent* 2016; 45:59-66.
- (402) Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1):18-23.
- (403) Retief D. Failure at the dental adhesive—etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974; 1(3):265-284.
- (404) Herrera E. Fracaso en la adhesión. *Avances en Odontoestomatología* 2005; 21(2):63-69.
- (405) Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótesis fija contemporánea*. 4ª ed. Barcelona: Elsevier; 2009.

(406) Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010; 26(2):38-49.

(407) Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent mater* 2010; 26(2):11-16.

(408) Bravo-Cavicchioli D, Bustamante-Olivares E, Daza-Albornoz V. Influencia del tratamiento de superficie en la resistencia traccional de porcelana feldespática reparada con resina compuesta. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral* 2014; 7(3):123-127.

(409) Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond Strength of All-Ceramics to Tooth Structure Using New Luting Systems. *J Adhes Dent* 2008; 10(5):373-378.

(410) Ando S, Watanabe T, Tsubota K, Yoshida T, Irokawa A, Takamizawa T, et al. Effect of adhesive application methods on bond strength to bovine enamel. *J Oral Sci* 2008; 50(2):181-186.

(411) Barkmeier WW, Erickson RL, Kimmes N, Latta MA, Wilwerding TM. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Oper Dent* 2009; 34(2):217-222.

(412) Cekic-Nagas I, Ergun G, Tezvergil A, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dent Mater J* 2008; 27(5):736-743.

(413) Martín Martínez J. Adhesión de Polímeros y Elastómeros Mediante Adhesivos de Contacto. Secretariado de Publicaciones, Universidad de Alicante. Alicante 1992.

(414) Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 2004; 196(12):766-770.

(415) Sterzenbach G, Rosentritt M, Frankenberger R, Paris S, Naumann M. Loading standardization of postendodontic restorations in vitro: impact of restorative stage, static loading, and dynamic loading. *Oper Dent* 2012; 37(1):71-79.

(416) El Gezawi M. Marginal Integrity of Bulk Versus Incremental Fill Class II Composite Restorations. *Corporate Sponsors* 2016; 41(2):146-156.

- (417) Akman S, Akman M, Eskitaşcıoğlu G, Belli S. The use of endodontically treated and/or fiber post-retained teeth as abutments for fixed partial dentures. *Clin Oral Investig* 2012; 16(5):1485-1491.
- (418) Krug K, Otter S, Knauber A, Erdelt K, Nothdurft F. Influence of proximal contacts and FRC posts on the fracture behavior of premolars with class II composite restorations: An in-vitro study. *Dent Mater J* 2013; 32(6):952-958.
- (419) Chaar M, Witkowski S, Strub J, Att W. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2013; 40(1):51-59.
- (420) Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013; 110(4):264-273.
- (421) Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent* 2014; 42(2):199-209.
- (422) Al-Harbi F, Kaisarly D, Michna A, ArRejaie A, Bader D, El Gezawi M. Cervical Interfacial Bonding Effectiveness of Class II Bulk Versus Incremental Fill Resin Composite Restorations. *Oper Dent* 2015; 40(6):622-635.
- (423) Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015; 31(8):907-915.
- (424) Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub J. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(1):15-22.
- (425) Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater* 2013; 29(1):59-84.
- (426) Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 29:295-308.

(427) Kara HB, Aykent F. Single tooth replacement using a ceramic resin bonded fixed partial denture: A case report. *Eur J Dent* 2012; 6(1):101-104.

(428) Besimo C. Resin-bonded fixed partial denture technique: results of a medium-term clinical follow-up investigation. *J Prosthet Dent* 1993; 69(2):144-148.

(429) Imbery TA, Eshelman EG. Resin-bonded fixed partial dentures: a review of three decades of progress. *J Am Dent Assoc* 1996; 127(12):1751-1760.

(430) el-Mowafy O, Rubo MH. Resin-bonded fixed partial dentures--a literature review with presentation of a novel approach. *Int J Prosthodont* 2000; 13(6):460-467.

(431) Hansson O, Bergström B. A longitudinal study of resin-bonded prostheses. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2):132-139.

(432) Tanoue N, Nagano K, Sawase T, Matsumura H. A nine-year clinical case study of a resin-bonded fixed partial denture seated on the maxillary anterior teeth. *J Prosthodont Res* 2010; 54(3):143-146.

(433) van Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. The influence of surface treatment and luting cement on in vitro behavior of two-unit cantilever resin-bonded bridges. *Dent Mater* 2005; 21(7):625-632.

(434) Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33(1):50-58.

(435) Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent* 2012; 15(2):159-164.

(436) Fasbinder DJ, Potichny D. Nano-Ceramics: An Innovative Material for CAD/CAM Restorations. *Oralhealthgroup*. [Internet] 2013; [citado 23 junio 2016]. Disponible en: <http://www.oralhealthgroup.com/features/nano-ceramics-an-innovative-material-for-cad-cam-restorations/>.

(437) Shuman I, Ben Zev A. Nanoceramic CAD/CAM Restorations Available at: <http://www.dentistrytoday.com/articles/10088>. Accessed 6.14, 2016.

(438) Ab-Ghani Z, Jaafar W, Foo SF, Ariffin Z, Mohamad D. Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing

feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *J Conserv Dent* 2015; 18(5):355.

(439) 3M ESPE [Internet]. EUA: Change in Indication – Lava™ Ultimate Restorative. [Citado 18 junio 2016] Disponible en: http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/.

(440) Briggs P, Dunne S, Bishop K. The single unit, single retainer, cantilever resin-bonded bridge. *Br Dent J* 1996; 181(10):373-379.

(441) Hussey D, Pagni C, Linden G. Performance of 400 adhesive bridges fitted in a restorative dentistry department. *J Dent* 1991; 19(4):221-225.

(442) Burgess JO, McCartney JG. Anterior retainer design for resin-bonded acid-etched fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1989; 61(4):433-436.

(443) Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5):503-509.

(444) Ivoclar Vivadent [Internet]. Liechtenstein: IPS e.max Guia Clínica. [Citado 16 agosto 2016] Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.es/>

(445) Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol* 1961; 32(3):261-267.

(446) Rosentritt M, Ries S, Kolbeck C, Westphal M, Richter E, Handel G. Fracture characteristics of anterior resin-bonded zirconia-fixed partial dentures. *Clin Oral Investig* 2009; 13(4):453-457.

(447) Barrack G, Bretz WA. A long-term prospective study of the etched-cast restoration. *Int J Prosthodont* 1993; 6(5).

(448) Peutzfeldt A, Asmussen E. Distortion of alloy by sandblasting. *Am J Dent* 1996; 9(2):65-66.

(449) Stylianou A, Liu PR, O'Neal SJ, Essig ME. Restoring Congenitally Missing Maxillary Lateral Incisors Using Zirconia-Based Resin Bonded Prostheses. *J Esthet Restor Dent*. 2016; 28(1), 8-17.

(450) Steinhäuser HC, Turssi CP, Franca FM, Amaral FL, Basting RT. Micro-shear bond strength and surface micromorphology of a feldspathic ceramic treated with different cleaning methods after hydrofluoric acid etching. *J Appl Oral Sci* 2014; 22(2):85-90.

(451) Behr M, Hindelang U, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2000; 4(1):25-30.

(452) ISO T. 11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization, Switzerland, Genf 1994.

(453) Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2):89-99.

(454) Amaral FL, Colucci V, PALMA-DIBB RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007; 19(6):340-353.

(455) Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent* 2010; 38(5):437-442.

(456) Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo-and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999; 26(2):130-137.

(457) Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent* 2009; 37(7):549-553.

(458) Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012; 16(6):1669-1677.

(459) Stoll R, Kook K, Kunzelmann K, Zöfel P, Stachniss V. Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in Class-II cavities. *Clin Oral Investig* 2000; 4(1):42-49.

(460) Tirado JIM, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert AJ. The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5):474-480.

(461) Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2):111-116.

- (462) Fondriest J, Raigrodski AJ. Incisal Morphology and Mechanical Wear Patterns of Anterior Teeth: Reproducing Natural Wear Patterns in Ceramic Restorations. *Am J Esthet Dent* 2012; 2(2).
- (463) Liu P, Deng X, Wang X. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2010; 103(6):330-333.
- (464) Rosentritt M, Behr M, Rinke S, Ries S, Handel G. Cerámica de óxido de zirconio en prótesis de coronas y puentes. *Quintessence.Publicación Internacional de Odontología* 2008; 21(1):23-30.
- (465) Anderson K, Throckmorton G, Buschang P, Hayasaki H. The effects of bolus hardness on masticatory kinematics. *J Oral Rehabil* 2002; 29(7):689-696.

12 ANEXOS

12.1 Anexo 1. Propiedades físicas de los materiales ensayados de acuerdo a los datos facilitados por el fabricante

Cromo-cobalto sinterizado Remanium® star MD I	
Límite de dilatación Rp 0,2 (MPa)	620
Resistencia a la tracción Rm (MPa)	845
Módulo de elasticidad E (GPa)	190
Dureza (HV10)	280
Alargamiento de rotura A5 (%)	10,2
Temperatura solidus Ts (°C)	1320
Temperatura liquidus TI (°C)	1410
Densidad g/cm ³ 8,6 CET (25-500 °C) (K ⁻¹)	14,1 x 10 ⁻¹
Límite de dilatación Rp 0,2 (MPa)	620

IPS e.max® Press (*Según ISO 6872)	
CET (100-400°C) (10 ⁻¹ /K)*	10.2
CET (100-500°C) (10 ⁻¹ /K)*	10.5
Resistencia a la flexión (biaxial) (Mpa)*	400
Resistencia a la fractura/rotura (MPa m ^{0.5})*	2.75
Módulo de elasticidad [GPa]	95
Dureza Vickers (Mpa)	5800
Resistencia/ solubilidad química (µg/cm ²)*	40
Temperatura de inyección EP 600 (°C)	915-920

ANEXOS

Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative	
Resistencia a la fractura (Mpa)	200
Resistencia a la flexión (MPa)	204
Módulo de flexión (MPa)	12.80
Módulo de elasticidad (GPa)	12.77
Desgaste ACTA en 200k ciclos(μm)	6.3
Resistencia a la compresión (MPa)	383

12.2 Anexo 2. Hojas de recogida de datos de la resistencia a la fractura de los diferentes materiales

Hoja recogida de datos cromo-cobalto (Cr-Co)

CÓDIGO MUESTRA	MATERIAL	ÁNGULO	GROSOR (mm)	RESISTENCIA A LA FRACTURA (N)
C1	Cr-Co	0°	0,9	183,4
C2	Cr-Co	0°	0,9	388,4
C3	Cr-Co	0°	0,9	302
C4	Cr-Co	0°	0,9	193,3
C5	Cr-Co	0°	0,9	248,2
C6	Cr-Co	0°	0,9	346,6
C7	Cr-Co	0°	0,9	198,6
C8	Cr-Co	0°	0,9	351
C9	Cr-Co	0°	0,9	213,9
C10	Cr-Co	0°	0,9	201,8
C21	Cr-Co	0°	1,1	339,1
C22	Cr-Co	0°	1,1	398,6
C23	Cr-Co	0°	1,1	330,1
C24	Cr-Co	0°	1,1	499,6
C25	Cr-Co	0°	1,1	377,9
C26	Cr-Co	0°	1,1	264,5
C27	Cr-Co	0°	1,1	508,1
C28	Cr-Co	0°	1,1	371,9
C29	Cr-Co	0°	1,1	368
C30	Cr-Co	0°	1,1	413,4
C11	Cr-Co	45°	0,9	152,3
C12	Cr-Co	45°	0,9	120,1
C13	Cr-Co	45°	0,9	64,6
C14	Cr-Co	45°	0,9	76,1
C15	Cr-Co	45°	0,9	109,9
C16	Cr-Co	45°	0,9	86,6
C17	Cr-Co	45°	0,9	72,2
C18	Cr-Co	45°	0,9	101,4
C19	Cr-Co	45°	0,9	102,6
C20	Cr-Co	45°	0,9	92,6
C31	Cr-Co	45°	1,1	66,9
C32	Cr-Co	45°	1,1	82,4
C33	Cr-Co	45°	1,1	61,5
C34	Cr-Co	45°	1,1	79
C35	Cr-Co	45°	1,1	92,9
C36	Cr-Co	45°	1,1	113,3
C37	Cr-Co	45°	1,1	88
C38	Cr-Co	45°	1,1	109,1
C39	Cr-Co	45°	1,1	77
C40	Cr-Co	45°	1,1	133,1

CR

ANEXOS

Hoja recogida de datos resina nanocerámica (R.N)

CÓDIGO MUESTRA	MATERIAL	ÁNGULO	GROSOR (mm)	RESISTENCIA A LA FRACTURA (N)
L1	R.N	0°	0,9	79,8
L2	R.N	0°	0,9	220,8
L3	R.N	0°	0,9	163,6
L4	R.N	0°	0,9	261,6
L5	R.N	0°	0,9	75,7
L6	R.N	0°	0,9	308,9
L7	R.N	0°	0,9	199,3
L8	R.N	0°	0,9	209,2
L9	R.N	0°	0,9	158
L10	R.N	0°	0,9	154,4
L21	R.N	0°	1,1	243,5
L22	R.N	0°	1,1	238,4
L23	R.N	0°	1,1	225,4
L24	R.N	0°	1,1	353,2
L25	R.N	0°	1,1	147,4
L26	R.N	0°	1,1	248
L27	R.N	0°	1,1	209,2
L28	R.N	0°	1,1	258,3
L29	R.N	0°	1,1	162,1
L30	R.N	0°	1,1	324
L11	R.N	45°	0,9	88,7
L12	R.N	45°	0,9	173
L13	R.N	45°	0,9	203,7
L14	R.N	45°	0,9	145,7
L15	R.N	45°	0,9	84,7
L16	R.N	45°	0,9	142,9
L17	R.N	45°	0,9	152,4
L18	R.N	45°	0,9	142,8
L19	R.N	45°	0,9	119,9
L20	R.N	45°	0,9	144,8
L31	R.N	45°	1,1	142,3
L32	R.N	45°	1,1	249,4
L33	R.N	45°	1,1	177,5
L34	R.N	45°	1,1	222,8
L35	R.N	45°	1,1	143,1
L36	R.N	45°	1,1	122,3
L37	R.N	45°	1,1	121,2
L38	R.N	45°	1,1	103,5
L39	R.N	45°	1,1	159,1
L40	R.N	45°	1,1	142,9

ANEXOS

Hoja recogida de datos disilicato de litio (D.L)

CÓDIGO MUESTRA	MATERIAL	ÁNGULO	GROSOR (mm)	RESISTENCIA A LA FRACTURA (N)
E1	D.L	0°	0,9	136,7
E2	D.L	0°	0,9	36,2
E3	D.L	0°	0,9	116,8
E4	D.L	0°	0,9	179,2
E5	D.L	0°	0,9	284
E6	D.L	0°	0,9	196,8
E7	D.L	0°	0,9	235
E8	D.L	0°	0,9	140,7
E9	D.L	0°	0,9	200,4
E10	D.L	0°	0,9	186,2
E21	D.L	0°	1,1	160,6
E22	D.L	0°	1,1	192,4
E23	D.L	0°	1,1	219,3
E24	D.L	0°	1,1	181,1
E25	D.L	0°	1,1	273,6
E26	D.L	0°	1,1	234,5
E27	D.L	0°	1,1	112,9
E28	D.L	0°	1,1	165,2
E29	D.L	0°	1,1	154,8
E30	D.L	0°	1,1	202,5
E11	D.L	45°	0,9	31,3
E12	D.L	45°	0,9	49
E13	D.L	45°	0,9	39,9
E14	D.L	45°	0,9	48,1
E15	D.L	45°	0,9	49,1
E16	D.L	45°	0,9	30,4
E17	D.L	45°	0,9	48,6
E18	D.L	45°	0,9	51,1
E19	D.L	45°	0,9	50,3
E20	D.L	45°	0,9	57,4
E31	D.L	45°	1,1	60,5
E32	D.L	45°	1,1	52,9
E33	D.L	45°	1,1	63,6
E34	D.L	45°	1,1	59,3
E35	D.L	45°	1,1	70
E36	D.L	45°	1,1	61,8
E37	D.L	45°	1,1	84,4
E38	D.L	45°	1,1	58,3
E39	D.L	45°	1,1	49,1
E40	D.L	45°	1,1	57,4

12.3 Anexo 3. Hojas de recogida de datos del tipo de fallo de los diferentes materiales

Hoja recogida de datos tipo fallo cromo-cobalto

Código muestra	FRACTURA PRÓTESIS (FPR)	DESEMENTADO POR FALLO COHESIVO DEL CEMENTO (COH)	DESEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A PRÓTESIS (ADP)	DESEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A DIENTE (ADD)
C1	0	0	1	0
C2	0	0	1	0
C3	0	0	1	0
C4	0	0	1	0
C5	0	0	1	0
C6	0	0	1	0
C7	0	0	1	0
C8	0	0	1	0
C9	0	0	1	0
C10	0	0	1	0
C21	0	0	1	0
C22	0	0	1	0
C23	0	0	1	0
C24	0	0	1	0
C25	0	0	1	0
C26	0	0	1	0
C27	0	0	1	0
C28	0	0	1	0
C29	0	0	1	0
C30	0	0	1	0
C11	0	0	1	0
C12	0	0	1	0
C13	0	0	1	0
C14	0	0	1	0
C15	0	0	1	0
C16	0	0	1	0
C17	0	0	1	0
C18	0	0	1	0
C19	0	0	1	0
C20	0	0	1	0
C31	0	0	1	0
C32	0	0	1	0
C33	0	0	1	0
C34	0	0	1	0
C35	0	0	1	0
C36	0	0	1	0
C37	0	0	1	0
C38	0	0	1	0
C39	0	0	1	0
C40	0	0	1	0

ANEXOS

Hoja recogida de datos tipo fallo resina nanocerámica

Código muestra	FRACTURA PRÓTESIS (FPR)	DESCEMENTADO POR FALLO COHESIVO DEL CEMENTO (COH)	DESCEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A PRÓTESIS (ADP)	DESCEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A DIENTE (ADD)
L1	1	0	0	0
L2	1	0	0	0
L3	1	0	0	0
L4	1	0	0	0
L5	0	0	1	0
L6	1	0	0	0
L7	1	0	0	0
L8	0	0	1	0
L9	1	0	0	0
L10	1	0	0	0
L21	1	0	0	0
L22	1	0	0	0
L23	1	0	0	0
L24	1	0	0	0
L25	1	0	0	0
L26	1	0	0	0
L27	0	0	1	0
L28	1	0	0	0
L29	1	0	0	0
L30	0	0	1	0
L11	0	0	1	0
L12	1	0	0	0
L13	1	0	0	0
L14	1	0	0	0
L15	0	0	1	0
L16	1	0	0	0
L17	1	0	0	0
L18	1	0	0	0
L19	1	0	0	0
L20	1	0	0	0
L31	1	0	0	0
L32	1	0	0	0
L33	1	0	0	0
L34	1	0	0	0
L35	1	0	0	0
L36	1	0	0	0
L37	1	0	0	0
L38	1	0	0	0
L39	1	0	0	0
L40	1	0	0	0

ANEXOS

Hoja recogida de datos tipo fallo disilicato de litio

Código muestra	FRACTURA PRÓTESIS (FPR)	DESCEMENTADO POR FALLO COHESIVO DEL CEMENTO (COH)	DESCEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A PRÓTESIS (ADP)	DESCEMENTADO POR FALLO ADHESIVO A DIENTE (ADD)
E1	1	0	0	0
E2	0	1	0	0
E3	1	0	0	0
E4	1	0	0	0
E5	1	0	0	0
E6	1	0	0	0
E7	1	0	0	0
E8	0	1	0	0
E9	1	0	0	0
E10	0	1	0	0
E21	0	1	0	0
E22	1	0	0	0
E23	1	0	0	0
E24	1	0	0	0
E25	1	0	0	0
E26	1	0	0	0
E27	1	0	0	0
E28	0	1	0	0
E29	0	1	0	0
E30	0	1	0	0
E11	0	1	0	0
E12	0	1	0	0
E13	0	1	0	0
E14	0	1	0	0
E15	0	1	0	0
E16	0	1	0	0
E17	0	1	0	0
E18	0	1	0	0
E19	0	1	0	0
E20	0	1	0	0
E31	0	1	0	0
E32	0	1	0	0
E33	0	1	0	0
E34	0	1	0	0
E35	0	1	0	0
E36	0	1	0	0
E37	0	1	0	0
E38	0	1	0	0
E39	0	1	0	0
E40	0	1	0	0

12.4 Anexo 4. Carta de aprobación del proyecto de tesis doctoral



Barcelona, 21 de octubre de 2013

Sr. Miguel Ángel Carreño Hernández
Marques de Sentmenat, 57 1^o2^a
08029 Barcelona

Estimado Sr.

Por la presente, le comunico que la Comisión Académica del Doctorado en Ciencias de la Salud, en la su sesión del 8 de octubre de 2013, y una vez estudiada su solicitud ha acordado:

Aprobar los cambios propuestos por Miguel Ángel Carreño Hernández al proyecto "Estudio In Vitro sobre prótesis adhesivas elaboradas con distintos materiales y diseños" dirigido por Josep Cabratosa Termes y Jordi Cano Batalla.

Aprovecho la oportunidad para saludarlo cordialmente,


Jaime Oliver Serrano
Secretario Comisión Académica
Doctorado en Ciencias de la Salud



12.5 Anexo 5. Carta de aprobaci3n del estudio por el CEIC (Comit3 Ético de Investigaci3n Clínic)



CARTA APROVACI3N ESTUDI PEL CEIC

N3mero de l'estudi: PRT-ELM-2014-09

Versi3 del protocol: 1.1

Data de la versi3: 06/05/2015

Títol: "Estudio in vitro sobre pr3tesis adhesivas elaboradas con distintos materiales y diseños".

Sant Cugat del Vall3s, 06 de maig de 2015

Dr. Josep Cabratosa / Dr. Jordi Cano

Refer3ncia: "Estudio in vitro sobre pr3tesis adhesivas elaboradas con distintos materiales y diseños".

Benvolguts Doctors,

Els membres del CEIC de la Clínic Universit3ria d'Odontologia, els hi agraeixen l'aportaci3 científica en el camp de la investigaci3 i la presentaci3 del Protocol en aquest Comit3 per a la seva avaluaci3.

Valorades les noves aportacions realitzades a l'estudi, sol.licitades pel nostre CEIC, el passat dia 6 de maig de 2015, li comuniquem que el dictamen final ha sigut FAVORABLE.

Li recordem que, segons la Normativa del Real Decret 223/2004 art. 27, s'haur3 de presentar al Comit3 d'3tica d'investigacions clínicas de la CUO, i a trav3s de la Comissi3 Científica, un informe preliminar mensual del seguiment de l'estudi i un informe final un cop finalitzat aquest.

Quedem a la seva disposici3 per a qualsevol dubte o aclaraci3 al respecte.

Atentament,



Dr. Magí Brufau
President CEIC



20 MAIG 2015

N3m. de registre

S-00032