

Evaluación mecánica *in vitro* de tres cementos mediante shear bond strength y mediante restauraciones unitarias sobre implantes con y sin termociclado.

Jordi Cano Batalla

ISBN: 978-84-693-7360-6

Dipòsit Legal: B.40591-2010

<http://www.tdx.cat/TDX-1007110-134449>

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.



Evaluación mecánica *in vitro* de tres cementos mediante shear bond strength y mediante restauraciones unitarias sobre implantes con y sin termociclado.

Doctorando: Jordi Cano Batalla

Año 2010

Biomateriales y Prótesis de la Universitat Internacional de Catalunya

Universitat Internacional de Catalunya

&

University at Buffalo

Directores:

Dr. Lluís Giner Tarrida

Dr. Carlos A. Muñoz-Viveros

**“A mi esposa Susana,
por compartir un viaje más”**

Agradecimientos

Al Dr. Lluís Giner, responsable de investigación de la Universitat Internacional de Catalunya, director de mi tesis doctoral y mi maestro, por ayudarme día a día a ser buen profesional y mejor persona, y por despertar en mi, la inquietud en el maravilloso mundo de la investigación.

Al Dr. Carlos A. Muñoz, Chairman del departamento de Odontología restaurativa de la Buffalo University, NY, por establecer las bases de colaboración entre ambas universidades, por poder compartir su sabiduría y experiencia en la investigación.

Al Dr. Marc Campillo, Postdoctoral Associate del departamento de Odontología restaurativa de la Buffalo University, NY, compañero y amigo, por contagiarme su entusiasmo, por su generosidad y por sus incansables horas de trabajo en este proyecto... y para abrir en mi la visión del "critical thinking" en el mundo de la ciencia.

Al Dr. Peter J. Bush, ingeniero e investigador del departamento de Odontología restaurativa de la Buffalo University, NY, por aportar una visión distinta a la odontológica en este estudio, así como su trabajo en la microscopia electrónica.

Al Departamento de Prótesis de la Universitat Internacional de Catalunya y al Dr. Josep Cabratosa como responsable del área, maestro y compañero, y junto con todos los profesores asociados al departamento que han transmitido ánimo día a día dentro de esta rama de la Odontología.

Al Dr. Jaume Llopis, por su incansable tarea en el análisis de resultados y ayudar a entender a un odontólogo el complejo mundo de la estadística.

A los técnicos Jaume Rovirosa (Laboratorio Jaume Rovirosa) y Josep Torrents (Laboratori Technos) que junto con sus colaboradores han aportado un alto rigor a la hora de confeccionar las muestras.

Al Dr. Xavier Gutiérrez, compañero del master de prótesis bucal y amigo, por su incansable colaboración en el laboratorio de manera totalmente desinteresada, y por el ánimo y buen humor que me ha transmitido a lo largo de este proyecto.

A la empresa DVD por su colaboración en la concesión del material y por creer en este proyecto.

A Elisabet Cano, mi gran hermana, responsable del diseño de la tesis, por ofrecerme la visión menos científica y no por ello menos importante de este

*proyecto. Y a mis padres **Rafael** y **Montse**, por su cariño y apoyo incondicional y por despertar en mi la vocación médica.*

ÍNDICE

Índice de contenidos

1. Introducción.....	27
2. Objetivos.....	30
2.1. Estudio 1.....	31
2.2. Estudio 2.....	31
2.3. Estudio 1 y 2.....	31
2.4. Estudio 3.....	32
2.5. Estudio 4.....	33
2.6. Estudio 3 y 4.....	33
3. Marco Teórico.....	35
3.1. Marco histórico.....	36
3.2. Prótesis sobre implantes.....	36
3.2.1. Prótesis atornillada.....	37
3.2.2. Prótesis cementada.....	39
3.2.2.1. Ventajas.....	39
3.2.2.1.1. Ajuste.....	39
a. Ajuste pasivo.....	39
b. Ajuste marginal.....	40
c. Espacio entre pilar y corona.....	40
d. Compensación de microespacios.....	40
3.2.2.1.2. Cargas.....	40
a. Carga axial.....	40
b. Carga progresiva.....	41
c. Absorción de cargas.....	41
3.2.2.1.3. Higiene.....	41
3.2.2.1.4. Estética.....	41
3.2.2.1.5. Acceso.....	41
3.2.2.1.6. Fatiga.....	42
3.2.2.1.7. Oclusión.....	42
a. Integridad oclusal.....	42
b. Facilidad de control de oclusión.....	42

3.2.2.1.8. Simplicidad de elaboración, coste y tiempo.....	43
3.2.2.2. Desventajas.....	43
3.2.2.2.1. Aumento del tiempo de sillón.....	43
3.2.2.2.2. Cambios de diseño.....	43
3.2.2.2.3. Difícil retratamiento.....	44
3.2.2.2.4. Retirada de excesos de cemento.....	44
3.2.2.2.5. Áreas intercrestales con espacio reducido y retención de perfil bajo.....	45
3.2.2.3. Aditamento tipo UCLA.....	46
3.3. Cementos en odontología.....	46
3.3.1. Historia y evolución.....	46
3.3.2. Funciones y propiedades de los cementos.....	47
3.3.3. Tipos de cementos según su composición.....	49
3.3.3.1. Cementos con base de ácido fosfórico.....	49
a. Cementos de fosfato de zinc.....	49
b. Cementos de silicofosfato.....	49
c. Cementos de fosfato de cobre	49
3.3.3.2. Cementos basados en componentes quelado organometálicos.....	50
a. Cementos de óxido de zinc.....	50
b. Cementos de ácido orto-etoxibenzoico	50
c. Cementos de hidróxido de calcio, cuyos enlaces aromáticos son salicilatos	50
3.3.3.3. Cementos con base de ácido polialquénico.....	50
a. Cementos de policarboxilato.....	50
b. Cementos de ionómero de vidrio.....	51
3.3.3.4. Cementos resinosos.....	51
a. Cementos resinosos modificados con ionómero de vidrio... .	51
3.3.4. Tipos de cementos según su aplicación clínica.....	52
3.3.4.1. Cementos provisionales.....	52
3.3.4.2. Cementos definitivos.....	52
3.3.5. Tipos de fallo en los cementos.....	52

3.3.5.1. Fallos adhesivos a la corona.....	53
3.3.5.2. Fallos adhesivos al pilar.....	53
3.3.5.3. Fallos cohesivos.....	53
3.4. Factores que afecta a la retención.....	53
3.4.1. Angulación.....	53
3.4.2. Superficie	54
3.4.3. Altura.....	54
3.4.4. Formas de resistencia.....	54
3.4.5. Textura superficial.....	54
3.4.5.1. Surcos.....	55
3.4.5.2. Grabado con fresa diamantada.....	55
3.4.5.3. Microabrasión.....	55
3.4.6. Guía de inserción.....	55
3.4.7. Cemento.....	55
3.4.8. Elementos de retención adicional.....	55
3.5. Evaluación de los materiales.....	55
3.5.1. Pruebas de laboratorio.....	56
3.5.2. Pruebas clínicas.....	56
4. Hipótesis.....	58
4.1. Estudio 1.....	59
4.2. Estudio 2.....	59
4.3. Estudio 1 y 2.....	60
4.4. Estudio 3.....	60
4.5. Estudio 4.....	61
4.6. Estudio 3 y 4.....	62
5. Material y Métodos.....	63
5.1. Presentación de los cementos.....	64
5.1.1. Dentotemp®.....	64
5.1.2. Relyx™Temp NE.....	66
5.1.3. Dentocem®.....	67
5.2. Estudio 1: <i>Shear bond strength</i> sin termociclar.....	70
5.2.1. Preparación de las muestras.....	70

5.2.2. Proceso de cementado.....	79
5.2.3. Test de <i>shear bond strength</i>	82
5.2.4. Evaluación del tipo de fallo.....	84
5.3. Estudio 2: <i>Shear bond strength</i> con termociclado.....	86
5.3.1. Preparación de las muestras.....	86
5.3.2. Proceso de cementado.....	89
5.3.3. Proceso de termociclado.....	90
5.3.4. Test de <i>shear bond strength</i>	91
5.3.5. Evaluación del tipo de fallo.....	91
5.4. Estudio 3: Resistencia a la tracción en restauraciones unitarias.....	93
5.4.1. Preparación de las restauraciones unitarias.....	93
5.4.2. Cálculo del área de los pilares.....	98
5.4.3. Proceso de cementado.....	99
5.4.4. Pruebas de tracción.....	100
5.4.5. Evaluación del tipo de fallo.....	101
5.4.6. Limpieza de las muestras.....	101
5.4.7. Arenado de los pilares de titanio.....	102
5.5. Estudio 4: Resistencia a la tracción en restauraciones unitarias con termociclado.....	103
5.5.1. Preparación de las restauraciones unitarias.....	103
5.5.2. Cálculo del área de los pilares.....	108
5.5.3. Proceso de cementado.....	109
5.5.4. Termociclado.....	110
5.5.5. Pruebas de tracción.....	111
5.5.6. Evaluación del tipo de fallo.....	112
5.5.7. Arenado de los pilares de titanio.....	113
5.6. Estudio 5: Estudio piloto con metal <i>primer</i>	115
5.6.1. Preparación de las muestras.....	115
5.6.2. Proceso de cementado.....	118
5.6.3. Test de <i>shear bond strength</i>	119
5.6.4. Tipo de fallo.....	120
5.7. Preparación de las muestras para SEM.....	122

5.7.1. Preparación de los cementos.....	122
5.7.2. Preparación de las superficies.....	122
5.8. Análisis estadístico.....	124
6. Análisis de datos y resultados.....	126
6.1. Estudio 1: <i>Shear bond strength</i> sin termociclar.....	127
6.2. Estudio 2: <i>Shear bond strength</i> con termociclado.....	132
6.3. Estudio 1 y 2: Interacción en la fuerza de adhesión en el test de <i>shear bond strength</i> con y sin termociclado.....	137
6.3.1. Para el cemento DT.....	137
6.3.2. Para el cemento RT.....	143
6.3.3. Para el cemento DC.....	149
6.4. Estudio 3: Resistencia a la tracción en restauraciones unitarias.....	156
6.5. Estudio 4: Resistencia a la tracción en restauraciones unitarias con termociclado.....	168
6.6. Estudios 3 y 4: Interacción entre la resistencia a la tracción en restauraciones unitarias con y sin termociclado.....	174
6.6.1. Para el cemento DT.....	174
6.6.2. Para el cemento RT.....	177
6.6.3. Para el cemento DC.....	180
6.7. Estudio 5: Estudio piloto con metal <i>primer</i>	184
6.8. Estudios 1 y 5: Interacción en la fuerza de adhesión con y sin metal <i>primer</i>	189
6.8.1. Para el cemento DT.....	189
6.8.2. Para el cemento RT.....	193
6.8.3. Para el cemento DC.....	196
7. Discusión.....	199
7.1. Tests de laboratorio.....	201
7.2. Cementos.....	203
7.3. Factores de retención.....	210
7.4. Tipo de fallo.....	224
7.5. Termociclado.....	226
7.6. Otros factores que pueden afectar a la retención.....	229

7.7. Validez Clínica.....	232
8. Conclusiones.....	231
8.1. Estudio 1.....	232
8.2. Estudio 2.....	232
8.3. Estudio 1 y 2.....	232
8.4. Estudio 3.....	233
8.5. Estudio 4.....	233
8.6. Estudio 3 y 4.....	234
9. Expectativas de futuro.....	235
10. Referencias bibliográficas.....	237
11. Anexos.....	249
Anexo 1: Interfase pilar-cemento-restauración.....	250
Anexo 2: Pilares de titanio.....	250
Anexo 3: Análisis de los materiales utilizados mediante microscopia electrónica.....	251
Superficies.....	251
11.1.1.1. Cromo-cobalto.....	251
11.1.1.2. Titanio pulido.....	252
11.1.1.3. Titanio arenado.....	253
Cementos.....	254
11.1.1.4. Dentotemp®.....	254
11.1.1.5. Relyx™Temp NE.....	255
11.1.1.6. Dentocem®.....	256
Anexo 4: Artículo Científico.....	257

Índice de figuras

Fig. 5.1: Presentación comercial del cemento Dentotemp.....	65
Fig. 5.2: Imagen al SEM del cemento Dentotemp fraguado	66
Fig. 5.3: Presentación comercial del cemento RelyX™Temp NE	67
Fig. 5.4: Imagen al SEM del cemento RelyX™Temp NE fraguado	67
Fig. 5.5: Presentación comercial del cemento Dentocem	68
Fig. 5.6: Imagen al SEM del cemento Dentocem fraguado.....	69
Fig. 5.7: Máquina de corte de precisión utilizada	70
Fig. 5.8: Detalle del disco de diamante	70
Fig. 5.9: Comprobación con pie de rey del diámetro del disco.....	70
Fig. 5.10: Comprobación con pie de rey de la altura del disco.....	70
Fig. 5.11: Detalle de la plantilla de silicona para la copia de los discos	71
Fig. 5.12: Proceso de encerado de los discos de cromo-cobalto.....	72
Fig. 5.13: Detalle del horno para realizar la cera perdida	72
Fig. 5.14: Proceso de colado	72
Fig. 5.15: Detalle del revestimiento después del colado	72
Fig. 5.16: Detalle de los discos de cromo-cobalto una vez retirado el revestimiento	72
Fig. 5.17: Proceso de corte de cada uno de los discos.....	72
Fig. 5.18: Detalle de los discos de cromo-cobalto y titanio	73
Fig. 5.19: Detalle de los moldes para la confección de las muestras para los test de <i>shear bond strenght</i>	73
Fig. 5.20: Detalle de colocación de la vaselina en los orificios del molde	73
Fig. 5.21: Detalle de la colocación de la cinta adhesiva.....	73
Fig. 5.22: Colocación de la resina en cada uno de los orificios.....	74
Fig. 5.23: Retirada de la cinta adhesiva una vez fraguada la resina.....	74
Fig. 5.24: Aspecto de la cara donde están los discos en el molde.....	75
Fig. 5.25: Aspecto de la base de la muestra en el molde	75
Fig. 5.26: Detalle de la base diseñada para colocar las muestras en la recortadora	75
Fig. 5.27: Momento del recortado de la base de las muestras	75

Fig. 5.28: Detalle de la máquina de pulido de los discos de titanio y cromo-cobalto.....	76
Fig. 5.29: Detalle del pulido de las muestras con el <i>primer</i> papel.....	76
Fig. 5.30: Detalle del pulido de lmanera unidireccional de las muestras.....	76
Fig. 5.31: Visión al SEM del cromo-cobalto	77
Fig. 5.32: Visión al SEM del titanio pulido.....	77
Fig. 5.33: Visión al SEM del titanio arenado	77
Fig. 5.34: Proceso de arenado de los discos	78
Fig. 5.35: Aspecto de un disco de titanio después y antes de arenar.....	78
Fig. 5.36: Limpieza de las muestras en ultrasonidos	78
Fig. 5.37: Colocación de la acetona tras los ultrasonidos	78
Fig. 5.38: Detalle de las muestras antes de pasar a la colocación del cemento	79
Fig. 5.39: Soporte para sujetar la muestra durante la colocación del cemento	79
Fig. 5.40: Detalle del molde donde colocaremos los agentes cementantes	79
Fig. 5.41: Colocación del molde en el soporte	79
Fig. 5.42: Colocación de la muestra en el soporte	80
Fig. 5.43: Fijación de la muestra en el soporte mediante los tornillos laterales	80
Fig. 5.44: Muestra preparada para albergar el cemento	80
Fig. 5.45: Detalle de la punta y la pistola utilizada para la colocación del cemento	80
Fig. 5.46: Colocación del cemento en el orificio del molde	80
Fig. 5.47: Retirada del molde sujetando el cemento mediante un atacador	80
Fig. 5.48: Aspecto del agente cementante colocado en el disco	80
Fig. 5.49: Colocación del tercer agente cementante.....	81
Fig. 5.50: Retirada de los excesos de cemento mediante Microbrush®	81
Fig. 5.51: Colocación de la cobertura en el recipiente donde se encontraban las muestras.....	82
Fig. 5.52: Aspecto de una muestra en condiciones de humedad al 100%.....	82
Fig. 5.53: Colocación de las muestras en el horno a 37°C	82
Fig. 5.54: Máquina para la realización de los test de <i>shear bond strenght</i>	82
Fig. 5.55: Soporte para la sujeción de las muestras	83

Fig. 5.56: Muestra colocada en el soporte para realizar los test de adhesión .	83
Fig. 5.57: Ensamblaje del dispositivo de cizalla con el agente cementante.....	83
Fig. 5.58: Comprobación de la perpendicularidad del sistema.....	83
Fig. 5.59: Descementado del agente cementante.....	83
Fig. 5.60: Fotografía al microscopio óptico del tipo de fallo de los tres agentes cementantes.....	85
Fig. 5.61: Molde para la confección de las muestras	87
Fig. 5.62: Colocación de la vaselina en las paredes de los orificios del molde	87
Fig. 5.63: Colocación de la cinta adhesiva en una de las caras del molde	87
Fig. 5.64: Colocación de los discos en cada uno de los orificios del molde.....	87
Fig. 5.65: Detalle de los discos colocados en el molde.....	87
Fig. 5.66: Colocación de la resina en cada orificio del molde	87
Fig. 5.67: Detalle de la base de las muestras en el molde.....	87
Fig. 5.68: Detalle de la cara donde se encuentran los discos en el molde	87
Fig. 5.69: Pulido de la base de las muestras mediante recortadora	88
Fig. 5.70: Pulido de los discos manual y unidireccional	88
Fig. 5.71: Detalle de la máquina de arenado de muestras.....	89
Fig. 5.72: Detalle de la muestra tras la colocación del <i>primer</i> cemento	90
Fig. 5.73: Muestra preparada para alojar el tercer agente cementante	90
Fig. 5.74: Detalle de la máquina de termociclado antes de iniciar el proceso de envejecimiento	90
Fig. 5.75: Proceso de termociclado.....	90
Fig. 5.76: Muestra preparada para colocarla en el soporte para realizar los test de cizalla	91
Fig. 5.77: Colocación de la muestra en la máquina de <i>shear bond strenght</i> ...	91
Fig. 5.78: Muestra preparada para realizar los test de cizalla.....	91
Fig. 5.79: Detalle del diseño del implante Euroteknika Universal.....	93
Fig. 5.80: Detalle de los cubos donde se alojarán los implantes.....	93
Fig. 5.81: Fresadora utilizada para la colocación de implantes.....	94
Fig. 5.82: Nivel para la comprobación que la base quedaba paralela al suelo	94
Fig. 5.83: Fresado de los cubos para la colocación del implante.....	94
Fig. 5.84: Marcaje de la altura del pilar deseada mediante sonda periodontal	95

Fig. 5.85: Corte del pilar a la altura deseada	95
Fig. 5.86: Detalle de los pilares después de la colocación de la laca espaciadora.....	95
Fig. 5.87: Encerado de la cofia	96
Fig. 5.88: Confección del <i>loop</i> en el laboratorio	96
Fig. 5.89: Muestra preparada para el proceso de cementado.....	97
Fig. 5.90: Enumeración de las muestras con fresa de bola	97
Fig. 5.91: Totalidad de las muestras para realizar el estudio 3.....	98
Fig. 5.92: Esquema del pilar de titanio.....	98
Fig. 5.93: Dispositivo diseñado para el cementado de las muestra	99
Fig. 5.94: Detalle de cómo se aplica la fuerza de cementado.....	99
Fig. 5.95: Cronómetro para el control de tiempo.....	99
Fig. 5.96: Horno en el que se colocaban las muestras a 37°C y en condiciones 100% de humedad	100
Fig. 5.97: Detalle de cómo se dejaron las muestras en el horno	100
Fig. 5.98: Ordenador de recogida de datos mediante software	100
Fig. 5.99: Detalle del dispositivo encargado de realizar la tracción.....	100
Fig. 5.100: Vista desde apical del implante Euroteknika Natura	103
Fig. 5.101: Vista frontal del implante Euroteknika Natura	103
Fig. 5.102: Secuencia de fresas utilizadas para la colocación del implante... 103	
Fig. 5.103: Detalle de la preparación del lecho	104
Fig. 5.104: Colocación del cianocrilato en el lecho creado	104
Fig. 5.105: Colocación del implante Euroteknika Natura en el cubo de metacrilato.....	104
Fig. 5.106: Pilar para prótesis cementada de titanio de 12º de conicidad.....	104
Fig. 5.107: Llave manual de torque.....	104
Fig. 5.108: Sonda periodontal para medir la altura del pilar.....	105
Fig. 5.109: Detalle de cómo se marca el pilar a la altura de 6 mm	105
Fig. 5.110: Preparación del pilar en altura	105
Fig. 5.111: Material de obturación de la chimenea del pilar	105
Fig. 5.112: Obturación de la chimenea del pilar.....	105
Fig. 5.113: Pilar antes de ser pintado con la laca espaciadora.....	106

Fig. 5.114: Pilar después de ser pintado con la laca espaciadora	106
Fig. 5.115: Cofia encerada para la confección en cromo-cobalto	106
Fig. 5.116: Cromo-cobalto utilizado para el proceso de colado	106
Fig. 5.117: Detalle del encerado de las cofias con su <i>loop</i>	107
Fig. 5.118: Conjunto de cofias enceradas listas para colar.....	107
Fig. 5.119: Proceso de colado de las cofias en el laboratorio	107
Fig. 5.120: Secuencia de confección de una cofia de cromo-cobalto	107
Fig. 5.121: Detalle de la enumeración de las muestras	108
Fig. 5.122: Las 36 muestras listas para realizar el estudio 4	108
Fig. 5.123: Esquema del pilar de titanio.....	109
Fig. 5.124: Termómetro indicador de la temperatura del horno	110
Fig. 5.125: Detalle de las muestras en el horno.....	110
Fig. 5.126: Colocación de las muestras en la cesta para poder ser termocicladas	111
Fig. 5.127: Máquina de termociclado	111
Fig. 5.128: Movimiento de las muestras entre los dos baños	111
Fig. 5.129: Máquina para realizar las pruebas de tracción	112
Fig. 5.130: Detalle del ensamblaje de la muestra a la pinz de tracción	112
Fig. 5.131: Cara A del pilar con la división para el análisis del tipo de fallo ...	113
Fig. 5.132: Cara B del pilar con la división para el análisis del tipo de fallo ...	113
Fig. 5.133: Aspecto del pilar antes del arenado	113
Fig. 5.134: Proceso de arenado de los pilares.....	113
Fig. 5.135: Aspecto del pilar después del arenado	113
Fig. 5.136: <i>Primer</i> utilizado para realizar la prueba piloto	115
Fig. 5.137: Preparación de las muestras para realizar el test de <i>shear bond strength</i>	116
Fig. 5.138: Detalle de las muestras antes de ser pulidas.....	117
Fig. 5.139: Colocación del <i>primer</i> en el aplicador	118
Fig. 5.140: Colocación del <i>primer</i> en el disco	118
Fig. 5.141: Aireado de la muestra una vez colocado el <i>primer</i>	118
Fig. 5.142: Colocación de las muestras en el dispositivo de cementado	118
Fig. 5.143: Cementado del primer agente cementante	119

Fig. 5.144: Los tres agentes cementantes colocados en la muestra	119
Fig. 5.145: Horno en el que se guardaron las muestras 18 horas	119
Fig. 5.146: Retirada de las muestras transcurrido el tiempo de espera	119
Fig. 5.147: Muestra a punto de ser colocada en el dispositivo de agarre para realizar el test de cizalla	120
Fig. 5.148: Muestra preparada para realizar el test	120
Fig. 5.149: Detalle de los fragmentos de cemento recogidos después de los test	120
Fig. 5.150: Fotografía al microscopio óptico para la valoración del tipo de fallo	121
Fig. 5.151: Colocación del cemento en el soporte circular.....	122
Fig. 5.152: Cemento embebido en resina después de 24 horas.....	122
Fig. 5.153: Máquina de metalizar.....	122
Fig. 5.154: Metalización de las muestras	123
Fig. 5.155: Colocación de la cinta de oro para poder ser observadas al SEM	123
Fig. 5.156: Microscopio electrónico utilizado.....	123
Fig. 6.1: Valores de adhesión de cada uno de los cementos testados	127
Fig. 6.2: Valores de adhesión de cada uno de los materiales testados	128
Fig. 6.3: Valores de adhesión en la interacción cemento-material al realizar los test de shear bond.....	129
Fig. 6.4: Comparativa del tipo de fallo de cada uno de los cementos estudiados	131
Fig. 6.5: Valores de adhesión de cada uno de los cementos testados después del termociclado	132
Fig. 6.6: Valores de adhesión de cada uno de los materiales testados después del termociclado	133
Fig. 6.7: Valores de adhesión en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado	134
Fig. 6.8: Comparativa del tipo de fallo de cada uno de los cementos estudiados después de un proceso de termociclado.....	136

Fig. 6.9: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado.....	137
Fig. 6.10: Valores de retención del cemento DT en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado	138
Fig. 6.11: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado con el material titanio pulido.....	139
Fig. 6.12: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado con el material titanio arenado	140
Fig. 6.13: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado con el material cromo-cobalto	141
Fig. 6.14: Comparativa del tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado	143
Fig. 6.15: Valores de adhesión del cemento RT antes y después del termociclado.....	143
Fig. 6.16: Valores de adhesión del cemento RT en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado	144
Fig. 6.17: Valores de adhesión del cemento RT antes y después del termociclado con el material titanio pulido.....	145
Fig. 6.18: Valores de adhesión del cemento RT antes y después del termociclado con el material titanio arenado	146
Fig. 6.19: Valores e retención del cemento RT antes y después del termociclado con el material Cromo-Cobalto.....	147
Fig. 6.20: Comparativa del tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado	149
Fig. 6.21: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado.....	149
Fig. 6.22: Valores de adhesión del cemento DC en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado	150

Fig. 6.23: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado con el material titanio pulido.....	152
Fig. 6.24: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado con el material titanio arenado	153
Fig. 6.25: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado con el material cromo-cobalto	154
Fig. 6.26: Comparativa del tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado	155
Fig. 6.27: Valores de retención de los tres cementos estudiados	156
Fig. 6.28: Valores de retención de los tres cementos estudiados.....	157
Fig. 6.29: Valores de retención de los tres cementos estudiados con las dos texturas de pilar testadas	158
Fig. 6.30: Valores de retención de las tres alturas de pilar analizadas.....	160
Fig. 6.31: Valores de retención de los tres cementos estudiados con las tres alturas de pilar analizadas.....	161
Fig. 6.32: Valores de retención del cemento DT con las dos rugosidades analizadas y con las diferentes alturas de pilar	163
Fig. 6.33: Valores de retención del cemento RT con las dos rugosidades analizadas y con las diferentes alturas de pilar	164
Fig. 6.34: Valores de retención del cemento DC con las dos rugosidades analizadas y con las diferentes alturas de pilar	165
Fig. 6.35: Tipo de fallo del cemento DT en las restauraciones unitarias.....	166
Fig. 6.36: Tipo de fallo del cemento RT en las restauraciones unitarias.....	167
Fig. 6.37: Tipo de fallo del cemento DC en las restauraciones unitarias	167
Fig. 6.38: Fuerza de retención de los cementos analizados después de un proceso de termociclado	168
Fig. 6.39: Fuerza de retención de las dos rugosidades analizadas después de un proceso de termociclado	169
Fig. 6.40: Fuerza de retención de los tres cementos estudiados y las dos rugosidades analizadas después de un proceso de termociclado	170
Fig. 6.41: Tipo de fallo del cemento DT en las restauraciones unitarias, tras un proceso de termociclado	172

Fig. 6.42: Tipo de fallo del cemento RT en las restauraciones unitarias, tras un proceso de termociclado	172
Fig .6.43: Tipo de fallo del cemento DC en las restauraciones unitarias, tras un proceso de termociclado	173
Fig. 6.44: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DT antes y después del proceso de termociclado	174
Fig. 6.45: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DT antes y después del proceso de termociclado	175
Fig. 6.46: Comparativa del tipo de fallo de DT con y sin termociclado.....	177
Fig. 6.47: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con RT antes y después del proceso de termociclado	178
Fig. 6.48: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con RT antes y después del proceso de termociclado	179
Fig. 6.49: Comparativa del tipo de fallo de RT con y sin termociclado	180
Fig. 6.50: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DC antes y después del proceso de termociclado	181
Fig. 6.51: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con RT antes y después del proceso de termociclado	182
Fig. 6.52: Comparativa del tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado	183
Fig. 6.53: Valores de adhesión de cada uno de los cementos testados después de colocar el <i>primer</i>	184
Fig. 6.54: Valores de retención de cada uno de los materiales testados después de la colocación del <i>primer</i>	185
Fig. 6.55: Valores de adhesión en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado	186
Fig. 6.56: Comparativa del tipo de fallo de cada uno de los cementos estudiados cementos después de la colocación del <i>primer</i>	188
Fig. 6.57: Valores de adhesión del cemento DT con y sin <i>primer</i>	189
Fig. 6.58: Valores de adhesión del cemento DT en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de la colocación del <i>primer</i>	190
Fig. 6.59: Comparativa del tipo de fallo del cemento DT con y sin <i>primer</i>	192

Fig. 6.60: Valores de adhesión del cemento RT con y sin <i>primer</i>	192
Fig. 6.61: Valores de adhesión del cemento RT en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de la colocación del <i>primer</i>	193
Fig. 6.62: Comparativa del tipo de fallo del cemento RT con y sin <i>primer</i>	195
Fig. 6.63: Valores de adhesión del cemento DC con y sin <i>primer</i>	195
Fig. 6.64: Valores de adhesión del cemento DC en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de la colocación del <i>primer</i>	196
Fig. 6.65: Comparativa del tipo de fallo del cemento DC con y sin <i>primer</i>	198
Fig. 7.1: Esquema del área total de retención de un pilar.....	214
Fig. 11.1: Visión al SEM del corte axial del complejo pilar-cemento-implante	250
Fig. 11.2: Visión al SEM del pilar de titanio antes de arenar (a)	250
Fig. 11.3: Visión al SEM del pilar de titanio después del arenado (b).....	250
Fig. 11.4: Análisis al SEM de la composición química de las restauraciones de cromo-cobalto.....	251
Fig. 11.5: Visión al SEM de la superficie de cromo-cobalto.....	251
Fig. 11.6: Análisis al SEM de la composición química del titanio pulido	252
Fig. 11.7: Visión al SEM de la superficie titanio pulido	252
Fig. 11.8: Análisis al SEM de la composición química del titanio arenado	253
Fig. 11.9: Visión al SEM de la superficie titanio arenado.....	253
Fig. 11.10: Análisis al SEM de la composición química del cemento DT.....	254
Fig. 11.11: Visión al SEM del cemento DentoTemp	254
Fig. 11.12: Análisis al SEM de la composición química del cemento Relyx TM Temp.....	255
Fig. 11.13: Visión al SEM del cemento Relyx TM Temp.....	255
Fig. 11.14: Análisis al SEM de la composición química del cemento DC	256
Fig. 11.15: Visión al SEM del cemento DentoCem	256

Índice de tablas

Tabla 5.1: Descripción de los cementos testados en esta investigación	64
Tabla 5.2: Composición química del cemento Dentotemp.....	65
Tabla 5.3: Composición química del cemento RelyX™Temp NE	66
Tabla 5.4: Composición química del cemento Dentocem	68
Tabla 6.1: Test de Sheffee para el análisis de adhesión de cada cemento...	128
Tabla 6.2: Test de Sheffee para el análisis de adhesión de cada material....	129
Tabla 6.3: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento para cada material.....	130
Tabla 6.4: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental	130
Tabla 6.5: Incidencia de cada tipo de fallo para cada uno de los cementos..	131
Tabla 6.6: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento	133
Tabla 6.7: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada material	134
Tabla 6.8: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento para cada material.....	135
Tabla 6.9: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental	135
Tabla 6.10: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos....	136
después de un proceso de termociclado	136
Tabla 6.11: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado	138
Tabla 6.12: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para cada material.....	139
Tabla 6.13: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para el material Ti pulido	140
Tabla 6.14: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para el material Ti arenado.....	141
Tabla 6.15: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para el material Cr-Co	142

Tabla 6.16: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado.....	142
Tabla 6.17: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado	144
Tabla 6.18: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para cada material.....	145
Tabla 6.19: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para el material Ti pulido	146
Tabla 6.20: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para el material Ti arenado.....	147
Tabla 6.21: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para el material Cr-Co	148
Tabla 6.22: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado.....	148
Tabla 6.23: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado	150
Tabla 6.24: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para cada material.....	151
Tabla 6.25: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para el material Ti pulido	152
Tabla 6.26: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para el material Ti arenado.....	153
Tabla 6.27: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para el material Cr-Co	154
Tabla 6.28: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado.....	155
Tabla 6.29: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de DT, RT y DC	157
Tabla 6.30: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de las dos rugosidades analizadas.....	158
Tabla 6.31: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de DT, RT y DC con las dos superficies de pilar	159

Tabla 6.32: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias en las diferentes alturas estudiadas.....	160
Tabla 6.33: Test de Sheffee en el análisis de retención de restauraciones unitarias de los tres cementos, en las diferentes alturas estudiadas.....	161
Tabla 6.34: Medias de fuerza de retención con las diferentes alturas para los pilares no arenados, expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental	162
Tabla 6.35: Medias de fuerza de retención con las diferentes alturas para los pilares arenados, expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental	162
Tabla 6.36: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DT en las diferentes alturas estudiadas.....	163
Tabla 6.37: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento RT en las diferentes alturas estudiadas.....	164
Tabla 6.38: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DC en las diferentes alturas estudiadas.....	165
Tabla 6.39: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos ...	166
Tabla 6.40: Test de Sheffee en el análisis de retención de los tres cementos después de un proceso de termociclado.....	169
Tabla 6.41: Test de Sheffee en el análisis de retención de los dos tipos de superficie de pilar después de un proceso de termociclado.....	170
Tabla 6.42: Test de Sheffee en el análisis de retención de los tres cementos en las dos superficies de pilar analizadas después de termociclado	171
Tabla 6.43: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental	171
Tabla 6.44: Porcentaje de incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos después del termociclado	172
Tabla 6.45: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DT antes y después del termociclado.....	175
Tabla 6.46: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DT antes y después del termociclado con las dos superficies de pilar	176

Tabla 6.47: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado.....	177
Tabla 6.48: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento RT antes y después del termociclado.....	178
Tabla 6.49: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento RT antes y después del termociclado con las dos superficies de pilar.....	179
Tabla 6.50: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado.....	180
Tabla 6.51: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DC antes y después del termociclado.....	181
Tabla 6.52: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DC antes y después del termociclado con las dos superficies de pilar.....	183
Tabla 6.53: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado.....	183
Tabla 6.54: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento con la colocación del <i>primer</i>	185
Tabla 6.55: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada material con la colocación del <i>primer</i>	186
Tabla 6.56: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento con la colocación del <i>primer</i> para cada tipo de material.....	187
Tabla 6.57: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar con la colocación del <i>primer</i> . Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.....	187
Tabla 6.58: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos después de la colocación del <i>primer</i>	188
Tabla 6.59: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin la colocación del <i>primer</i>	190
Tabla 6.60: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin la colocación del <i>primer</i> , para cada material.....	191
Tabla 6.61: Incidencia de cada tipo de DT con y sin <i>primer</i>	191
Tabla 6.62: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin la colocación del <i>primer</i>	193

Tabla 6.63: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin la colocación del <i>primer</i> , para cada material.....	194
Tabla 6.64: Incidencia de cada tipo de fallo de RT con y sin <i>primer</i>	194
Tabla 6.65: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin la colocación del <i>primer</i>	196
Tabla 6.66: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin la colocación del <i>primer</i> , para cada material.....	197
Tabla 6.67: Incidencia de cada tipo de fallo de DC con y sin <i>primer</i>	197

Tabla de abreviaturas

<u>Símbolo</u>	<u>Significado</u>
DT	Cemento Dentotemp.
RT	Cemento RelyX™Temp NE.
DC	Cemento Dentocem.
Cr-Co	Material cromo-cobalto.
Ti	Material titanio.
µm	Micrómetros.
Mm	Milímetros.
°C	Grados centígrados.
Kg	Kilogramo.
Ø	Diámetro.
A. CrCo	Adhesivo a cromo cobalto (referente al fallo).
A. Ti	Adhesivo a titanio (referente al fallo).
A. pilar	Adhesivo a pilar (referente al fallo).
A. corona	Adhesivo a corona (referente al fallo).
Fig	Figura.
Cols	Colaboradores.
SEM	Scanning electron microscope.
ADA	American Dental Association.
ISO	International Organization for Standardization

1. INTRODUCCIÓN

En la última década, el campo de la odontología y en concreto en la rama de la implantología oral han evolucionado drásticamente gracias al desarrollo, al estudio y a la experimentación de nuevos materiales y técnicas. En el caso de la prótesis sobre implantes existen dos opciones a la hora de confeccionar una restauración: las prótesis atornilladas y las prótesis cementadas.

La prótesis definitiva cementada sobre implantes tiene un gran parecido con la prótesis cementada sobre dientes naturales. Muchas de las ventajas que poseen las prótesis cementadas sobre implantes, así como los procedimientos de elaboración se corresponden a la sistemática de elaboración que se emplea en el diente natural.

Existe cuantiosa literatura que abala las restauraciones cementadas sobre los dientes naturales. En cambio, a nivel clínico algunos de los protocolos de cementado que se siguen en implantes se corresponden a protocolos basados en el concepto de restauración provisional. Ello conlleva a la dudosa predictibilidad de la restauración en un futuro, pudiendo dar tanto problemas de filtración, como problemas de retención. La opción de utilizar un cemento de naturaleza provisional responde a la necesidad de que este tipo de prótesis pueda ser retirada con relativa facilidad, o por miedo a un posible aflojamiento del tornillo que conecta el complejo pilar-implante, pudiendo inducir al fracaso de la restauración.

No hemos encontrado tipo de consenso por lo que respeta al proceso de cementado, asumiendo por parte del clínico todas las problemáticas que puedan derivarse de un cementado provisional o bien de un cementado definitivo.

Es por ello que hemos decidido estudiar *in vitro* algunos de los elementos que intervienen en la retención de las restauraciones cementadas sobre pilares atornillados a los implantes, sometiendo las restauraciones a distintas condiciones con la finalidad de reproducir al máximo el ambiente del

medio oral y poder así, otorgar al estudio un enfoque translacional con la finalidad de poderlo trasladar a la práctica diaria.

El propósito de esta investigación consiste en evaluar algunas de las variables físicas en prótesis sobre implantes. El factor adhesión fue aislado y evaluado mediante análisis de *shear bond strength* (estudio 1) y se analizó como quedaba afectado este factor tras someter las muestras a un proceso de envejecimiento (estudio 2).

Otro de los aspectos que se evaluaron fue la resistencia a la tracción de restauraciones unitarias sobre implantes con diferentes diseños de pilar (estudio 3), y como quedan afectados éstos diseños si las restauraciones unitarias sobre implantes, son sometidas a un proceso de envejecimiento (estudio 4).

2. OBJETIVOS

2.1 Estudio 1: Evaluar la adhesión y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados mediante *shear bond strength*.

- 2.1.1 Evaluar y comprobar la adhesión de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem®, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas mediante *shear bond strength*, en las superficies: titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto.
- 2.1.2 Evaluar y comprobar el tipo de fallo de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem®, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas mediante *shear bond strength*, en las tres superficies estudiadas, mediante microscopio óptico.

2.2 Estudio 2: Evaluar la adhesión y el tipo de fallo de los tres tipos de cementos estudiados mediante *shear bond strength* después de un envejecimiento por termociclado.

- 2.2.1 Evaluar y comprobar la adhesión de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem®, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas mediante *shear bond strength*, en las superficies: titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.
- 2.2.2 Evaluar y comprobar el tipo de fallo de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem®, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas mediante *shear bond strength*, en las tres superficies estudiadas, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, mediante microscopio óptico.

2.3 Estudio 1 y 2: Evaluar la adhesión y el tipo de fallo de los tres tipos de cementos estudiados mediante *shear bond strength* antes y después de un envejecimiento por termociclado.

2.3.1 Evaluar y comprobar la adhesión de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en condiciones de humedad 100% durante 18 horas mediante *shear bond strength*, en las tres superficies evaluadas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

2.3.2 Evaluar y comprobar el tipo de fallo de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem®, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas mediante *shear bond strength*, en las tres superficies estudiadas, mediante microscopio óptico, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

2.4 Estudio 3: Evaluar la resistencia a la tracción y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados en restauraciones sobre implantes unitarias.

2.4.1 Evaluar y comprobar la retención de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, sin arenado previo del pilar.

2.4.2 Evaluar y comprobar la retención de los tres tipos de cemento estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, arenando previamente los pilares mediante partículas de óxido de alúmina de 50 µm.

2.4.3 Evaluar y comprobar el tipo de fallo de los tres tipos de cemento estudiados DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones unitarias sobre implantes, mediante microscopio óptico.

2.4.4 Evaluar y comprobar la retención de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en

condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, en las tres alturas de pilar evaluadas.

2.5 Estudio 4: Evaluar la retención y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados en restauraciones sobre implantes unitarias, después de un envejecimiento por termociclado.

2.5.1 Evaluar y comprobar la retención de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en restauraciones sobre implantes unitarias después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, sin arenado previo de los pilares.

2.5.2 Evaluar y comprobar la retención de los tres tipos de cemento estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en restauraciones sobre implantes unitarias después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, arenando previamente los pilares mediante partículas de óxido de alúmina de 50 µm.

2.5.3 Evaluar y comprobar el tipo de fallo de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en restauraciones sobre implantes unitarias después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, con microscopio óptico.

2.6 Estudios 3 y 4: Evaluar la retención y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados en restauraciones sobre implantes unitarias, antes y después de un envejecimiento por termociclado.

2.6.1 Evaluar y comprobar la retención de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en restauraciones sobre implantes unitarias en condiciones de humedad 100% durante 18 horas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, sin arenado previo de los pilares.

2.6.2 Evaluar y comprobar la retención de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en restauraciones sobre implantes unitarias en condiciones de humedad 100% durante 18 horas,

antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, con arenado previo de los pilares.

- 2.6.3 Evaluar y comprobar el tipo de fallo de los tres cementos estudiados: DentoTemp®, Relyx™Temp NE y Dentocem® en restauraciones sobre implantes unitarias en condiciones de humedad 100% durante 18 horas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, con microscopio óptico.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. MARCO HISTÓRICO

Los investigadores Brånemark y Adell, a finales de la década de los 60, fueron los pioneros en trabajar con fijación de prótesis a nivel óseo, lo que conocemos hoy como implantes dentales. Fueron los primeros en publicar un protocolo quirúrgico predecible para la fijación rígida endoósea¹. Los implantes dentales han representado una opción predecible en el tratamiento del edentulismo total o parcial siendo una alternativa a las limitaciones encontradas en prótesis convencional fija y removible. El desarrollo y la utilización de los implantes dentales ha permitido mejorar los resultados en el tratamiento de los pacientes edéntulos².

La implantología como rama de la odontología ha progresado rápidamente en los últimos años. La búsqueda para obtener resultados exitosos a largo plazo presenta muchas dudas respecto a los materiales y a las técnicas utilizadas clínicamente³. Los implantes dentales han representado una opción predecible en el tratamiento del edentulismo total o parcial⁴ siendo una alternativa a la prótesis convencional fija y removible, la cual presenta limitaciones⁵. Existe una gran disparidad de datos publicados acerca de la vida media de las prótesis parciales fijas sobre dientes naturales^{6,7}. Acerca de las prótesis fijas sostenidas sobre implantes la literatura describe una tasa de supervivencia mayor al 90%^{6,7,8}.

Una causa relativamente frecuente de complicación en prótesis convencional sobre dientes naturales es la caries recurrente y las afectaciones pulpares debidas a la preparación del diente, necesitando en algunos casos tratamiento de conductos^{6,7}. Las prótesis sobre implantes no son susceptibles a tener caries⁹, aumentando así la supervivencia de este tipo de prótesis con respecto a las restauraciones en dientes naturales^{7,8}.

3.2. PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.

En la actualidad existen dos filosofías diferentes para restaurar mediante prótesis sobre implantes dentales. Las restauraciones sobre implantes pueden ser atornilladas o cementadas; o bien la combinación de ambas, es decir, restauraciones cementadas con acceso al tornillo desde lingual o palatino^{4,10-13}.

Las corrientes dominantes en el diseño de la restauración sobre implantes desde los años 80 hasta los años 90 refleja una fuerte preferencia o tendencia para el uso de las restauraciones atornilladas con respecto a las cementadas¹⁴.

La elección de la restauración cementada o bien atornillada se declina principalmente según las preferencias del clínico. No existe evidencia de que uno de los tipos de restauración sea mejor que el otro⁴.

Debemos tener en cuenta que el diseño de la prótesis se establecerá antes de la colocación de los implantes, ya que la colocación de los implantes dependerá en gran medida de la elección del tipo de prótesis. Por ejemplo, si se planea una prótesis atornillada, los implantes situados a nivel anterior se deberán colocar en posición más lingualizada que si se tratase de una prótesis cementada¹. Es lo que conocemos como una implantología protésicamente guiada.

Una de las diferencias más evidentes entre la prótesis sobre diente natural o cementada sobre implantes y la prótesis atornillada es la presencia de una chimenea de acceso al tornillo encargado de retener la restauración protésica¹⁵.

La presencia de complicaciones a nivel clínico en prótesis fija radica en que el prostodoncista tenga un buen manejo de la técnica, un buen diagnóstico y como consecuencia se establezca un buen plan de tratamiento. Se deberían conocer las ventajas e inconvenientes de los dos tipos de restauración sobre implantes para adaptarnos a cada situación clínica.

La restauración ideal en prótesis sobre implantes debería ser un método de fijación semipermanente que proporcionara una retención adecuada y fuera fácil de retirar⁹. Aún no existe consenso de cuál es el mejor método, así que el uso de una filosofía de restauración sobre implantes o de otra dependerá en gran medida de las preferencias que tenga el clínico a la hora de restaurar¹⁶.

3.2.1. Prótesis atornillada

Este tipo de restauración se retiene mediante un tornillo que une la prótesis al implante¹⁷. Durante siglos, el tornillo ha sido una máquina sencilla empleada por numerosas civilizaciones. Está basada en el principio altamente eficaz de la

rampa en espiral. El tornillo es la forma más empleada como sistema de fijación inicial del implante en el interior del hueso, y para cargar este último tras el proceso de osteointegración¹. Casi siempre se emplea el tornillo como medio de unión del pilar con el cuerpo del implante. También se puede emplear como medio de fijación de la prótesis con el pilar, o bien directamente de la prótesis con el cuerpo del implante¹.

Existen varias ventajas que justifican el empleo de un pilar atornillado, ya que es el método de fijación más fácil, más seguro y más eficiente¹.

Las restauraciones atornilladas sobre implantes fueron desarrolladas como respuesta a la necesidad de obtener la posibilidad tanto de retratamiento como de solución de futuras complicaciones^{3,4,10,14,15,17-21}. La necesidad de retratamiento puede aparecer para solventar: necesidades de retirada de la prótesis para control periodontal, fractura del tornillo, fractura de alguna parte del aditamento, modificación de la prótesis después de haber sufrido el fracaso de algún implante y por si se necesitara una reintervención quirúrgica¹⁷.

Una desventaja de las prótesis atornilladas es que están asociadas a una unión de las estructuras no pasiva produciendo la fractura o el aflojamiento del tornillo y desencadenando una carga directa sobre la interfase implante-restauración^{6,7}. La obtención de una pasividad de las superestructuras en las restauraciones atornilladas es dificultosa dada las discrepancias presentes en el proceso de fabricación^{11,21}.

Otra de las desventajas de las prótesis atornilladas es la necesidad de que la emergencia del implante no produzca un compromiso estético de la restauración²⁰.

La falta parcial de retención de las restauraciones es más común con supraestructuras atornilladas que con prótesis cementadas^{7,22}. El aflojamiento del tornillo suele ocurrir durante el primer año con una frecuencia del 50% en maxilar, y del 20% en mandíbula^{6,7,23,24}. El tornillo de cierre normalmente es la parte más débil de toda la prótesis. Cualquier discrepancia en la oclusión, cualquier desajuste del colado o cualquier fuerza no controlada podría provocar una vibración durante el uso de la prótesis que derive en un aflojamiento o rotura del tornillo¹.

Según Misch¹, las causas principales de aflojamiento del tornillo son debidas a la presencia de fuerzas yatrogénicas (interferencias oclusales, altura de la corona, dinámica masticatoria, parafunciones), debido a la presencia de voladizos sometidos a cargas no axiales y finalmente la no presencia de un ajuste pasivo de la prótesis¹.

Otra complicación es la pérdida del tornillo, con la pertinente problemática que esto conlleva. Goodacre y col. en 1999 mediante una revisión sobre las complicaciones clínicas de las prótesis atornilladas concluyó que la incidencia de pérdida del tornillo era del 2% al 45%²².

3.2.2. Prótesis cementada

La prótesis cementada es una alternativa más de restauración sobre implantes. Este tipo de restauración guarda un gran parecido con la prótesis fija convencional sobre dientes naturales. A continuación se describen las ventajas e inconvenientes de este tipo de prótesis.

3.2.2.1. Ventajas

Las prótesis cementadas poseen numerosas ventajas respecto a las atornilladas, tales como: un mejor ajuste pasivo, mejor dirección de las cargas, mejor estética, mejor acceso, carga progresiva, reducción de la pérdida de hueso, reducción de las complicaciones, reducción del coste y del tiempo^{1,25,26}.

3.2.2.1.1 Ajuste

a. Ajuste pasivo: Un ajuste no pasivo va a ser la principal causa de desinserción de la prótesis, la pérdida de hueso, la fractura de los componentes del implante y de la movilidad del mismo¹. Una restauración dental atornillada verdaderamente pasiva es, en la práctica, imposible de fabricar^{24,27}. Las restauraciones atornilladas pueden generar tensiones permanentes sobre los implantes que son del orden de 2 a 3 veces mayores que las que se producen en las prótesis cementadas¹. Según Misch¹, raramente se consiguen restauraciones finales pasivas cuando se han escogido los tornillos como método de retención de una prótesis con más de 2 implantes. El

colado pasivo representa una ventaja considerable para la prótesis cementada. Los espaciadores en el troquel permiten disponer de un espacio para el cemento entre 20 μm (grosor recomendado por la ADA) y 40 μm (utilizado por algunos autores)¹ que compensa, de alguna forma, las variaciones dimensionales de los materiales de laboratorio, y por tanto, permite la fabricación de un colado más pasivo en las prótesis cementadas¹. Varios autores han estudiado el ajuste pasivo de prótesis cementadas y atornilladas^{4,11,21,28} pero aún es un tema controvertido. Estos autores sugieren que las prótesis cementadas otorgan mayor asentamiento pasivo y que el mismo cemento podría compensar las pequeñas discrepancias que puedan aparecer y así ayudar a compensar este ajuste pasivo^{11,29}.

b. Ajuste marginal: Según algunos autores, las prótesis cementadas presentan un mejor ajuste a nivel del margen^{18,21,28}.

c. Espacio entre pilar y corona: Una corona cementada sella la conexión entre la corona y el pilar e impide la penetración bacteriana. A pesar de que el cemento se pueda disolver, el espacio que se genera tiene unos límites aceptables clínicamente y no parece causar irritación gingival³⁰.

d. Compensación de microespacios: Los agentes cementantes permiten compensar las pequeñas discrepancias que puedan aparecer entre las superficies de los aditamentos; discrepancias que no van a ser bien toleradas en el caso de las prótesis atornilladas³¹.

3.2.2.1.2 Carga

a. Carga axial: La prótesis cementada sobre implantes y el cuerpo periimplantario pueden recibir cargas axiales que disminuyen las tensiones sobre la cresta ósea. La carga oclusal ideal sobre la prótesis sobre implantes se dirige directamente sobre el cuerpo del implante y se puede conseguir fácilmente en las prótesis cementadas¹. En las prótesis atornilladas, los contactos oclusales primarios a menudo se trasladan a la cúspide vestibular de los dientes inferiores. Esto origina

unas cargas no axiales que magnifican las fuerzas que se trasladan a las interfases del implante (y al tornillo de fijación)¹. La prótesis cementada mejora las características de carga sobre la restauración y sobre el hueso periimplantario²¹.

b. Carga progresiva: Es aconsejable realizar una prótesis provisional cementada antes de la restauración cementada final y, de este modo, hacer una carga progresiva de la interfase implante-hueso a través de caras oclusales de acrílico. El aumento gradual de los contactos oclusales y el control de la dirección de la fuerza a lo largo de un periodo largo de tiempo¹.

c. Absorción de cargas: También ha sido defendida la idea que el cemento actúa como componente absorbente de cargas^{11,19}.

3.2.2.1.3. Higiene

Los perfiles de emergencia de las coronas anteriores cementadas no requieren una extensión vestibular del reborde de la porcelana (con el consiguiente compromiso higiénico) debido a que el implante se debe colocar bajo el borde incisal y no en el cingulo. Esto también facilita un resultado estético satisfactorio¹.

3.2.2.1.4. Estética

Sobre todo en los casos en que el tornillo emerge con compromiso estético. Podremos corregir fácilmente el eje de inserción, ya que la cementación permite la corrección de angulaciones incorrectas^{4,17,20,21,30-32}. Los huecos oclusales de las restauraciones atornilladas no resultan estéticamente aceptables, por lo que requieren su reconstrucción con resinas compuestas³⁰⁻³².

3.2.2.1.5. Acceso

El acceso a las zonas posteriores está especialmente comprometido en las prótesis atornilladas, sobre todo en pacientes con una apertura limitada. La manipulación de los tornillos y destornilladores es más difícil y requiere

más tiempo que la preparación y cementado de la restauración¹. Cuando un tornillo o destornillador se cae en las zonas posteriores de la boca, el paciente lo puede tragar o aspirar^{6,22}.

3.2.2.1.6. Fatiga

Una complicación a largo plazo de las prótesis atornilladas es el fracaso por fatiga de los componentes atornillados. El pequeño diámetro del tornillo de la prótesis reduce su resistencia a largo plazo. El tornillo es la pieza que tiene más riesgo de fractura¹. El aflojamiento de los tornillos aumenta las fuerzas que deben soportar otros componentes del sistema de soporte de la prótesis, por lo que se puede producir la fractura de los tornillos o de los cuerpos de los implantes²². Las prótesis cementadas no tienen componentes de pequeño diámetro y no hay desgaste de metal contra metal, por lo cual no se observan este tipo de complicaciones¹. En una revisión reciente de Jung de artículos entre 1996 a 2006 sobre las complicaciones sobre implantes y restauraciones unitarias, el índice de aflojamiento de los tornillos en prótesis cementadas puede llegar a ser como máximo del 5%³³.

3.2.2.1.7. Oclusión

a. Integridad oclusal: Las áreas de acceso de los tornillos en las prótesis atornilladas suele ser una zona crítica cuando intentamos buscar una óptima oclusión. Los tornillos de retención poseen un diámetro de 3 mm y las chimeneas de emergencia de los tornillos poseen un diámetro mayor¹. Esto representa aproximadamente el 50% de la superficie oclusal en molares y más de un 50% en los premolares^{18,21}. En las prótesis cementadas no existen estas chimeneas, reduciendo los problemas de fractura de la cerámica¹⁶. En los casos en que la cerámica se encuentra en las zonas próximas a la emergencia en las prótesis atornilladas se produce un aumento de la fragilidad¹.

b. Facilidad en el control de oclusión: El acceso oclusal de los tornillos en las prótesis atornilladas tiene una alta incidencia de interferir a nivel oclusal^{4,31}. En las restauraciones cementadas se puede reproducir de forma correcta la superficie oclusal de los dientes a restaurar, pudiendo lograr un mayor ajuste a nivel de oclusión y en los casos de ajustes en movimientos excéntricos, al contrario que las restauraciones atornilladas las cuales la presencia de la emergencia del tornillo compromete de forma importante la zona oclusal de las restauraciones pudiendo comprometer los ajustes oclusales¹. Un ejemplo son las restauraciones atornilladas a nivel anterior, ya que la emergencia del tornillo y el cambio de superficie entre la restauración y la chimenea, puede comprometer la guía anterior²¹.

3.2.2.1.8 Simplicidad de elaboración, coste y tiempo (número de citas)

En las prótesis cementadas los costes a nivel del laboratorio son inferiores ya que se fabrican con procesos muy parecidos a las prótesis fijas sobre dientes naturales^{4,34}. Las prótesis atornilladas precisan de mayores aditamentos y pasos a nivel del laboratorio y precisan un mayor tiempo de sillón^{4,20,21,28,30,32-35}.

3.2.2.2. Desventajas

Las principales desventajas de las prótesis cementadas, según la literatura, son³²:

3.2.2.2.1. Aumento del tiempo de sillón

Debido al proceso de cementado y de retirada de los excesos³².

3.2.2.2.2. Cambios de diseño

Reducción a la hora de realizar cambios a nivel de la estructura diseñada³².

3.2.2.2.3. Dificil retratamiento

Disponemos de pocas opciones de tratamiento en caso de inflamación periimplantaria o pérdida de hueso a nivel vertical³¹. Las restauraciones cementadas son difíciles de retirar^{3,10,20,36} sin que exista alguna posibilidad de comprometer la restauración, el tornillo que une el pilar, o en algún caso el propio implante¹⁸. En cuanto al mantenimiento, tenemos nulas posibilidades para realizar un correcto mantenimiento de las prótesis³⁶. Si bien es cierto que la necesidad de retratamiento hoy en día es inferior a la que existía hace algunos años, el uso de cementos provisionales dentro de las restauraciones cementadas está ampliamente extendido en la actualidad³. El hecho de que las restauraciones cementadas no incorporen la ventaja del retratamiento, conduce a utilizar cementos temporales^{3,4,16}. Algunos autores³⁷⁻⁴² han propuesto diferentes métodos para retratar de forma sencilla las prótesis cementadas sobre implantes tales como: el uso de una plancha preformada⁴⁰, el uso de tornillos secundarios de acceso lingual⁴¹, un cambio en la tinción de la cerámica a nivel de la emergencia del tornillo⁴³ o bien la utilización de aparatología específicamente diseñada para la retirada de restauraciones cementadas⁴².

3.2.2.2.4 Retirada de excesos de cemento

Es otra de las desventajas presentes en las restauraciones cementadas: la dificultad de retirar los excesos de cemento a nivel del margen de la restauración, a veces no es posible a nivel del sulcus periimplantario. Existe poca información en la literatura acerca de los efectos que producen los excesos de cemento a nivel de los tejidos periimplantarios¹⁰. Siempre que sea posible, los márgenes de las preparaciones deben de quedar por encima de los tejidos, para que los excesos de cemento puedan desprenderse una vez colocada la restauración y puedan ser retirados con mayor facilidad. Los márgenes subgingivales aumentan la posibilidad de una retirada incompleta del cemento en las prótesis sobre implantes¹. No debemos olvidar que el

cemento es un cuerpo extraño, y que si lo dejamos en contacto con los tejidos periimplantarios puede llegar a crear problemas periimplantarios³⁴. Dumbrigue describe dos técnicas para evitar los excesos de cemento que pueden aparecer en las prótesis cementadas⁴⁴. La primera técnica consiste en colocar el cemento sólo en la mitad oclusal del interior de la restauración. Esta cantidad de cemento va a proporcionar, según el autor, la suficiente fluidez del cemento hacia las paredes axiales en dirección cervical⁴⁴. La desventaja de esta técnica es que puede producir un sellado incompleto. El espacio resultante entre el pilar y la restauración puede albergar microorganismos subgingivales y la consecuente inflamación de tejidos periimplantarios. La segunda técnica descrita, utiliza un pilar análogo. Primero se coloca el agente cementante en la restauración. Posteriormente se asienta en el pilar análogo y se eliminan los excesos de cemento sin fraguar, inmediatamente se reposiciona la restauración intraoralmente⁴. La ventaja de esta técnica es que se consigue una mejor distribución del cemento hacia las paredes axiales y hacia los márgenes de la restauración⁴⁴. Otra técnica recomendada, consiste en crear vías de salida del cemento para que pueda fluir y no quede retenido a nivel del margen gingival⁴⁵.

Los excesos de cemento, según algunos autores^{25,44} deberían ser retirados con instrumental plástico o con instrumental de oro, evitando las sondas exploradoras de acero inoxidable ya que podemos alterar la superficie del titanio²⁵.

3.2.2.2.5. Áreas intercrestales con espacio reducido y retención de perfil bajo

En áreas con altura protésica entre arcadas limitada, las restauraciones atornilladas son más efectivas que las cementadas, dado que en los aditamentos de las cementadas se reducen los principios básicos de retención, como son la altura y la superficie del pilar^{21,31}. Los sistemas

atornillados son más resistentes a las fuerzas que los pilares cementados cuando la altura de los pilares es inferior a 5 mm¹.

3.2.2.3. Aditamento tipo UCLA

Las prótesis cementadas han sido, en muchos casos, la restauración de elección para el tratamiento en pacientes con implantes. Esta evolución empezó después de la modificación del aditamento UCLA¹³. Los aditamentos UCLA son aditamentos de material plástico, de morfología cilíndrica, base circular, que aparecieron para facilitar los procedimientos clínicos. Presenta huecos en su parte interna para poder atornillar de forma directa al implante. Éstos fueron diseñados para colocarse directamente sobre la réplica del implante y, a partir de un patrón de encerado, desaparecían durante el procedimiento de colado, pudiendo quedar una estructura metálica colocada directamente sobre el implante². El aditamento UCLA evita la colocación de aditamentos transmucosos y se utiliza en los casos en los que el espacio interoclusal es inadecuado. El hecho de eliminar aditamentos transmucosos mejora la estética de la restauración, pudiendo emerger la cerámica desde la zona gingival. El aditamento UCLA fue diseñado para proporcionar un collar metálico en la base de la restauración², localizado justamente por encima de la cresta ósea una vez colocada la restauración, el collar provee una integridad estructural tanto para el metal como para la cerámica, sin comprometer la estética de la restauración. La extensión vertical leve a nivel del borde del patrón de plástico permite a la estructura final fabricar un mejor encaje fijo al implante².

3.3. CEMENTOS EN ODONTOLOGÍA

3.3.1. Historia y evolución

El término cemento es algo controvertido. Su enunciado sugiere la idea de adhesión o unión, pero muchos de los llamados cementos dentales ni son verdaderos adhesivos ni siempre se utilizan para unir. Así, se han usado cementos como bases de cavidades para conferir solidez, cementos provisionales, que cumplen una finalidad meramente protectora a nivel

temporal o terapéutica, cementos definitivos, cementos para obturación endodóntica,...etc. Cuando los cementos son empleados como agentes cementantes tienen la función de unir mediante un mecanismo físico-químico. Por ello el término cemento dental, es amplio y se refiere a materiales que en estado fluido suelen deslizarse bastante bien entre todas las irregularidades superficiales, fraguan en un tiempo razonablemente útil y, desde el punto de vista clínico, deberían adquirir un cierto grado de resistencia mecánica y tenacidad, pudiendo de esta manera mantener retenidas mecánicamente dos superficies⁴⁶.

Aunque el concepto de cemento en sí mismo no encierra la idea de adhesión, actualmente existen diferentes cementos dentales dotados de propiedades adhesivas verdaderas.

Los agentes cementantes proporcionan el enlace entre la prótesis fija o provisional y la preparación del diente⁴⁷ o del pilar en el caso de restaurar con implantes. Los cementos han de resistir el estrés producido a nivel funcional y a nivel del medio en el que se encuentran, la cavidad oral⁴⁸.

El clínico posee un gran surtido de productos, cada uno con sus ventajas y sus inconvenientes. Actualmente, no existe un agente cementante ideal y que pueda utilizarse en todas las restauraciones⁴⁷.

3.3.2. Funciones y propiedades de los cementos

En general, los cementos poseen dos grandes funciones: mantener la integridad de la restauración y establecer o incrementar la retención de las restauraciones en los pilares. Para obtener el éxito, deben de cumplirse ambas funciones. Un material ideal debería cumplir características biológicas, propiedades estéticas, mecánicas y facilidad de manipulación⁴⁷.

Los cementos no sólo han de ser biocompatibles, sino que también tienen que ser compatibles con los otros materiales de restauración con los que se va a poner en contacto, de manera que no interfieran en el fraguado, en las propiedades y en la función⁴⁶.

Las propiedades biológicas de un cemento ideal son: bajo potencial alergénico, no tóxico, y que posea poca interacción con los fluidos y los tejidos

del medio en el que se encuentran⁴⁷. Actualmente disponemos de materiales con una buena biocompatibilidad. Por otro lado, un buen sellado a nivel marginal impide la presencia de microorganismos alrededor de las restauraciones⁴⁷.

Las propiedades mecánicas⁴⁶ de un cemento ideal son: resistencia a las fuerzas a lo largo del tiempo, resistencia a la degradación dentro del medio oral, que sea funcionalmente aceptable, y que tenga la suficiente fuerza para resistir la fractura y el estrés producido por la fatiga cíclica. Además, un cemento ideal debe ser impermeable a los fluidos orales y no soluble⁴⁷.

Con respecto a las propiedades físico-mecánicas, eléctricas, térmicas y ópticas es importante señalar⁴⁶:

-La consistencia del material, tras el corto periodo de fraguado inicial, ha de ser suficiente para resistir todas aquellas tensiones producidas durante las maniobras iniciales propias del tratamiento y, posteriormente, ser capaces de soportar moderadas fuerzas de oclusión hasta que se produzca, si es el caso, el fraguado final⁴⁶.

-Deben ser malos conductores térmicos y eléctricos con el fin de dar protección al diente/implante frente, fundamentalmente, a los frecuentes cambios de temperatura que hay en la boca y eventuales problemas galvánicos⁴⁶.

- El coeficiente de dilatación-contracción térmica ha de ser lo más parecido al material sobre el cual se cementa, con el fin de evitar, la inadaptación del cemento a la superficie del pilar⁴⁶.

-Clásicamente la dureza, la capacidad de solubilidad, y de desintegración son propiedades consideradas negativas en los cementos habituales⁴⁶. De hecho, estos materiales en contacto directo con el medio bucal pueden acabar perdiendo su integridad y su función y algunos de los que se usan debajo de un material de restauración, se ha visto que pueden desaparecer total o parcialmente con el paso del tiempo⁴⁷. Podemos hacer una última consideración en la cual, sabemos que no existe ningún cemento de uso dental disponible actualmente que reúna todas las propiedades y

características ideales exigibles, por lo que se debe elegir aquel que cubra el/los objetivo/s que se requieran para cada caso.

Las propiedades estéticas⁴⁷ de los cementos son otro aspecto a tener en cuenta dentro de las propiedades de un cemento ideal, por el incremento de las restauraciones cerámicas translúcidas, sobretodo a nivel anterior. Respecto a la estabilidad de color, es uno de los parámetros a tener en cuenta a nivel estético. Un cemento ideal debería ser radiopaco para permitir controlar los excesos de cemento a nivel radiográfico⁴⁷.

En las propiedades de trabajo del cemento hemos de tener en cuenta: la viscosidad y el grosor de film del cemento y el tiempo de trabajo. Otro de los aspectos a conocer, es la manipulación⁴⁶.

3.3.3. Tipos de cementos según su composición

A partir de su composición podemos clasificar los cementos en:

3.3.3.1 Cementos con base de ácido fosfórico⁴⁹

Este grupo de cementos se basa en la reacción que se producen entre ciertos óxidos básicos y el ácido fosfórico para formar sales de fosfato de baja solubilidad. La mayoría de indicaciones de este grupo de cementos consiste en la utilización como bases cavitarias. Alguno de estos cementos su uso es obsoleto actualmente⁴⁹.

Los tres cementos más destacados son:

- a. **Cementos de fosfato de zinc:** Este subgrupo de cementos se caracterizan por obtenerse a partir de una reacción ácido base entre un 90% de ZnO y un 10% de MgO. Los cementos de fosfato de zinc no se unen al sustrato de forma química, y por tanto la retención de las restauraciones únicamente se dará a nivel mecánico⁵⁰.
- b. **Cementos de silicofosfato**
- c. **Cementos de fosfato de cobre**

3.3.3.2. Cementos basados en componentes quelados organometálicos⁴⁹

a. Cementos de óxido de Zinc : Los cementos de óxido de zinc con/sin eugenol, son uno de los cementos más populares utilizados durante más de 90 años⁵¹. Estos cementos por lo general tienen dos tipos de presentaciones, polvo-líquido y pasta-pasta. Este tipo de cemento se usa para la cementación temporal^{46,49}. El óxido de zinc es un polvo suave al tacto, de coloración blanca o tirando a amarillenta, insípido e inodoro, insoluble en agua y alcohol pero que se descompone en soluciones de ácidos fuertes. Está dotado de ligeras propiedades antisépticas y astringentes lo que le hace apto para ser usado vía externa. Las características de fraguado de los cementos de óxido de zinc son en cierta medida ideales. Ofrecen un tiempo de trabajo adecuado⁴⁹.

b. Cementos de ácido orto-etoxibenzoico (EBA): Las características de fraguado y térmicas son similares a las del óxido de zinc y se afectan de forma similar por la humedad.

c. Cementos de hidróxido de calcio, cuyos enlaces aromáticos son salicilatos: La elevada solubilidad y la baja resistencia de los cementos de hidróxido de calcio son dos características fundamentales, ya que los hace inadecuados como agentes cementantes.

3.3.3.3. Cementos con base de ácido polialquenólico⁴⁹.

Son cementos de uso habitual y poseen una base de poliácidos. Se dividen en dos familias:

a. Cementos de policarboxilato: Los primeros productos que se desarrollaron fueron los cementos de policarboxilato, que se basan en la reacción entre el óxido de zinc y el óxido de magnesio produciendo una solución viscosa de alto peso molecular de tipo poliacrílico. Tanto a

nivel de resistencia como de solubilidad, este tipo de cementos adquiere una óptima función. Una vez fraguado, el cemento de polycarboxilato es opaco. Este tipo de cementos poseen mayor resistencia a la tracción que los de fosfato de zinc⁴⁹.

b. Cementos de ionómero de vidrio (polialquenolato): Este tipo de cemento es descendiente de los cementos a base de silicatos y polycarboxilatos. El cemento proviene de una reacción ácido base entre partículas de vidrio de fluorosilicato de aluminio y una solución acuosa de polímeros, ácidos polialquenolatos (itacónico, maleico y ticarboxílico). Los cementos de ionómero de vidrio son menos solubles que los de polycarboxilato y poseen en estado fraguado, una resistencia mayor a la compresión en relación a los cementos de polycarboxilato. Con respecto al cemento de polycarboxilato, los cementos de ionómero de vidrio, una vez fraguado son más translúcidos⁵⁰.

3.3.3.4. Cementos resinosos

Los cementos resinosos son variaciones de rellenos de resina BIS-GMA y otros metacrilatos^{50,51}. El fraguado de estos cementos es a partir de reacciones químicas, por fotopolimerización, por autopolimerización o por una combinación de ambos⁵⁰.

Una alta resistencia, y la insolubilidad en medios orales son las principales ventajas de los cementos resinosos. Existen varios tonos y opacidades y su química permite adherirse a diferentes sustratos⁵⁰. Existen muchos cementos resinosos, los cuales tienen el origen común de estar compuesto por una matriz de BIS-GMA y de reacciones de polimerización con grupos poliuretano, metacrilatos, e incluso reforzadas con partículas cerámicas o vítreas⁴⁸.

a. Cementos resinosos modificados con ionómero de vidrio: Las resinas modificadas con ionómero son fruto de una reacción de ionómero de vidrio con resinas, a partir de mecanismos químicos que

producen una reacción ácido-base entre el vidrio silicato de alúmina (polvo) y una solución acuosa polialquénolica de ácidos modificada con grupos metacrilato, iniciándose la reacción química sin presencia de radicales libres y polimerizándose las unidades de metacrilato⁵². Los cementos se comportan de manera intermedia entre los ionómeros de vidrio y los de composite⁵⁰. La ventaja principal de este tipo de cementos es su facilidad de manipulación^{51,52}, mientras que la principal desventaja de este tipo de cemento es su falta de translucidez⁵².

3.3.4. Tipos de cementos según su aplicación clínica

Desde un punto de vista clínico podemos clasificar los cementos en dos grandes grupos: provisionales y definitivos^{31,47,53}.

3.3.4.1. Cementos provisionales:

Los podemos clasificar en dos grandes grupos: Los de hidróxido de calcio y los de óxido de zinc (con/sin eugenol o con otras sustancias). Muy frecuentemente se utilizan en prótesis cementadas sobre implantes, o en restauraciones de tipo provisional²⁰.

3.3.4.2. Cementos definitivos:

La llegada de las técnicas adhesivas ha ofrecido a la odontología moderna un aumento de las posibilidades y de las tasas de éxito en los tratamientos restauradores⁴⁷. Los cementos considerados definitivos pueden clasificarse a partir de su potencial adhesivo: cementos de baja adhesividad (fosfato de zinc, cementos de silicato), cementos de adhesividad media (cementos de policarboxilato) y cementos de adhesividad alta (cementos de ionómero de vidrio y resinas con/sin relleno)⁵³.

Idealmente, los cementos deberían ser lo suficientemente fuertes para retener las restauraciones y suficientemente débiles para poder retirar de forma fácil la restauración en caso que sea necesario^{20,55}.

3.3.5. Tipos de fallo en los cementos.

Otro de los aspectos a evaluar en los cementos es el tipo de fallo que pueden presentar en cada situación clínica. Según éste aspecto podemos clasificarlos en⁵⁴:

3.3.5.1. Fallos adhesivos a la corona: cuando la mayoría del cemento queda en la superficie del pilar.

3.3.5.2. Fallos adhesivos al pilar: cuando la mayoría del cemento queda en la superficie de la corona.

3.3.5.3. Fallos cohesivos: cuando existe una fractura a nivel interno del cemento y tanto pilar como corona poseen cemento en sus superficies.

3.4. FACTORES QUE AFECTAN A LA RETENCIÓN

Los principios de retención y resistencia se pueden abordar de forma específica para los pilares sobre implantes. Las fuerzas que se aplican para retirar la corona cementada a lo largo del eje de inserción son de tracción y de cizallamiento en el cemento¹. La resistencia se opone al movimiento de los pilares cuando están sometidos a cargas oclusales e impiden el desprendimiento de la prótesis cuando se aplican fuerzas en dirección apical u oblicua. Estas fuerzas producen compresión en la zona del cemento. Como la mayoría de los materiales, el cemento presenta menor resistencia retentiva si lo comparamos con su resistencia a la compresión. Los requisitos concretos para evitar el descementado dependen de las características específicas en la configuración geométrica del pilar implantario¹. Los principios de retención y resistencia de las prótesis fijas convencionales sobre dientes son aplicables a los pilares de los implantes: angulación, superficie, altura, formas de resistencia, textura superficial y guía de inserción⁵⁶.

3.4.1. Angulación

Los principios generales de preparación de pilares para prótesis fija postulan que la convergencia de las paredes de los pilares es inversamente proporcional a la retención de una corona. Debemos considerar los mismos principios tradicionales de prótesis fija sobre dientes que para la prótesis sobre implantes. Resistencia y retención son elementos que quedan directamente

influenciados por el ángulo de convergencia entre las paredes del pilar⁵⁷. El grado de convergencia es la suma de ambos lados de la preparación⁵⁸. Se ha descrito que el grado de convergencia óptimo está alrededor de los 12°, aunque existen diferencias en la literatura^{13,18,21,58-60}.

3.4.2. Superficie

Otro de los factores importantes que afectan a la retención es el área de contacto que existe entre el pilar y la corona. A mayor superficie de contacto, mayor retención. Como consecuencia, a mayor diámetro del pilar, mayor retención¹⁵. Según Misch¹ los pilares de mayor diámetro tienen la ventaja de que ofrecen una mayor convergencia de paredes, una pared externa más gruesa del cuerpo y una mayor superficie retentiva¹. Sin embargo, según otros autores, hay discrepancias en la importancia de cuál es la cualidad más relevante para lograr la retención, si la superficie del pilar o la relación altura-anchura^{13,61}.

3.4.3. Altura

Un pilar alto ofrece más retención que un pilar corto. La altura adicional no sólo incrementa la superficie, sino que permite que las paredes axiales puedan estar sometidas a más fuerzas de tracción que de cizallamiento y, por lo tanto, la resistencia de una restauración queda influida por la altura de la preparación^{15,18}.

3.4.4. Formas de resistencia

Las parafunciones, cargas no axiales, cargas horizontales, cantilevers y prótesis extensas comprometen la resistencia de los pilares y provocan el descementado de las restauraciones¹.

3.4.5. Textura superficial

Si se crean rugosidades sobre los pilares aumentamos la retención^{13,21,62}. En la literatura se describen 3 formas para dar rugosidad a la superficie de los pilares:

3.4.5.1. Surcos

Algunos fabricantes disponen de pilares para cementado con varios surcos de retención de 1 mm de separación entre sí, lo que aumenta la retención mecánica y también ayuda a determinar la altura correcta del pilar¹.

3.4.5.2. Grabado con fresa diamantada

A través de fresas con partículas de diamante^{21,29,60}.

3.4.5.3. Microabrasión

Mediante el arenado de partículas de polvo de alúmina de 50 μm ^{1,13,21,29}.

3.4.6. Guía de inserción

La corona que se va a colocar en un pilar de paredes convergentes puede tener varias vías de inserción o desinserción. Esto hace que el pilar tenga más riesgos de ser descementado. La presencia de ranuras direccionales limitan la vía de inserción o desinserción¹

3.4.7. Cemento

Los cementos usados en prótesis fija pueden ser provisionales o definitivos. Los cementos definitivos son usados para incrementar la retención y proporcionar un buen ajuste de las restauraciones. Los cementos provisionales son usados principalmente por su facilidad de retirada de la prótesis y suelen utilizarse en los primeros estadíos^{13,18,21,63-65}.

3.4.8. Elementos de retención adicional

Otros autores¹⁸ han propuesto la modificación de la restauración a nivel intracoronal influyendo en la retención y en la resistencia de las restauraciones cementadas. Estos mecanismos incluyen la variación de la superficie interna de la corona y la preparación de elementos intracoronales¹⁸.

3.5. EVALUACIÓN DE LOS MATERIALES⁴⁹

El aumento considerable de materiales hoy en día en la odontología obliga al odontólogo al estar al día de las nuevas incorporaciones y evitar el uso de materiales inapropiados para cada aplicación y debe tener en cuenta que el uso de un material debe haber sido testado de forma considerable.

Por lo que respecta a las especificaciones de los materiales dentales, muchas veces son indicadas en los diferentes materiales mostrando los ensayos a los que han sido sometidos y muestran resultados comparándolos con los mínimos aceptables según criterios científicos. Aunque tales especificaciones desempeñan un papel muy importante, no se consideran indicadores de idoneidad total, puesto que a menudo las pruebas no cubren aspectos críticos del uso del material⁵¹.

Los materiales pueden ser investigados desde dos perspectivas⁴⁹:

3.5.1. Pruebas de laboratorio

Las pruebas de laboratorio pueden usarse para indicar la idoneidad de ciertos materiales. Es importante que los métodos utilizados para evaluar los materiales en el laboratorio obtengan resultados que puedan correlacionarse con la experiencia clínica. Las pruebas de laboratorio utilizadas para evaluar los materiales, a menudo reproducen las condiciones que existen *in situ*. Esto no siempre es posible, y en ocasiones tampoco es deseable, dado que uno de los requisitos de las pruebas *in vitro* consiste en predecir mediante métodos simples de laboratorio lo que puede suceder en la boca durante cierto período de meses o años.

Dentro de las propiedades de un material ya fraguado, podemos evaluar propiedades mecánicas, físicas, térmicas, químicas y biológicas. La mayoría de los materiales en odontología tienen unas propiedades mínimas mecánicas. Dentro de las propiedades mecánicas podemos evaluar los materiales a través de tensiones, fractura a la tensión-resistencia, deformación, relación tensión deformación, resistencia a la abrasión, dureza, elasticidad y viscosidad, relación viscosidad-tiempo, y propiedades reológicas.

La tensión es cuando se aplica una fuerza externa a un cuerpo o muestra de material de ensayo y en el cuerpo se crea una fuerza interna igual en magnitud, pero en dirección opuesta.

Existe un límite para el valor de la fuerza aplicada a un cuerpo o una muestra de material que puede soportar sin fracturarse. La tensión de fractura suele caracterizar la resistencia de un material. En los ensayos de tracción, la tensión de fractura se denomina resistencia a la tracción del material. Este aspecto es conocido como fractura a la tensión-resistencia.

La aplicación de una fuerza externa a un cuerpo da como resultado un cambio en la dimensión del cuerpo. La deformación puede ser recuperable, es decir, el material puede volver a su posición original después de retirar la fuerza aplicada, o bien el material puede permanecer deformado, aún retirando la fuerza. En este caso la deformación no será recuperable.

A pesar de considerarse las investigaciones *in vitro* con poco valor clínico, debemos tener en cuenta la necesidad de realizar investigación translacional pudiéndose acelerar el viaje desde los resultados del laboratorio a los resultados clínicos.

3.5.2. Pruebas clínicas.

Aunque las pruebas de laboratorio pueden proporcionar muchos datos importantes y útiles sobre los materiales, la prueba definitiva es el ensayo clínico controlado junto con el veredicto de los profesionales después de cierto periodo de uso y práctica.

4. HIPÓTESIS

4.1. Estudio 1.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*, en las tres superficies evaluadas.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*, en las tres superficies evaluadas.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en qué tipo de fallo aparece en los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en qué tipo de fallo aparece en los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*.

4.2. Estudio 2.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*, en las tres superficies evaluadas, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*, en las tres superficies evaluadas, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece en los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece, en los tres cementos mediante análisis de *shear bond strenght*, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

4.3. Estudio 1 y 2.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos mediante análisis de *shear bond strength*, en las tres superficies evaluadas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos mediante análisis de *shear bond strength*, en las tres superficies evaluadas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece en los tres cementos mediante análisis de *shear bond strength*, en las tres superficies evaluadas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece, en los tres cementos mediante análisis de *shear bond strength*, en las tres superficies evaluadas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

4.4. Estudio 3.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, sin arenado previo.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, sin arenado previo.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, arenando previamente los pilares.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias, arenando previamente los pilares.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece, entre los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones unitarias sobre implantes.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece, entre los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones unitarias sobre implantes.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre las tres alturas de pilar evaluadas para los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre las tres alturas de pilar evaluadas para los tres cementos en condiciones de humedad 100% durante 18 horas en restauraciones sobre implantes unitarias.

4.5. Estudio 4.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos estudiados después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, sin arenado previo de los pilares.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos estudiados después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, sin arenado previo de los pilares.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos estudiados después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, en pilares arenados.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención entre los tres cementos estudiados después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado, en pilares arenados.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en que tipo de fallo aparece después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

4.6. Estudio 3 y 4.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención en los tres cementos estudiados en condiciones de humedad al 100% antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención en los tres cementos estudiados en condiciones de humedad al 100% antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₀: No existen diferencias estadísticamente significativas en qué tipo de fallo aparece en los tres cementos evaluados, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

H₁: Existen diferencias estadísticamente significativas en qué tipo de fallo aparece en los tres cementos evaluados, en condiciones de humedad 100% durante 18 horas, antes y después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. PRESENTACIÓN DE LOS CEMENTOS.

Los tres cementos investigados en este estudio se presentan en la tabla 5.1. Los agentes cementantes son de naturaleza distinta, el primer cemento DentoTemp™ (ITENA®, París, Francia) es a base de polímero acrílico-uretano sin eugenol (DT), el segundo cemento Relyx™Temp NE (3M ESPE, Sheefeld, Alemania) es de óxido de zinc sin eugenol (RT) y el tercer cemento Dentocem™ (Dentoclic, París, Francia) de naturaleza resinosa (DC).

MATERIAL	GRUPO	TIPO	TEMPORIZACIÓN	COMPAÑÍA	PREPARACIÓN
Dentotemp®	DT	Polimero acrílico-uretano sin eugenol	Temporal Definitivo	ITENA®	Base + catalizador 50% 50%
RelyX™Temp NE	RT	Óxido de zinc sin eugenol	Temporal	3M ESPE	Base + catalizador 50% 50%
Dentocem®	DC	Resina modificada con ionómero de vidrio	Permanente	ITENA®	Base + catalizador 50% 50%

Tabla 5.1: Descripción de los cementos testados en esta investigación.

5.1.1. Dentotemp®

Cemento a base de polímero acrílico uretano sin eugenol, formulado específicamente para las restauraciones sobre implantes. Según el trato que se le de al pilar sobre el cual asenta la restauración, el fabricante lo considera cemento tanto temporal como permanente. La composición química de este cemento se describe de manera detallada en la tabla 5.2.

Composición	Base	Catalizador
Dimetacrilato de Uretano	60%	55%
Trietilenglicoldimetacrilato	16,7%	30,9%
Hidoxietilenmetacrilato	10,4%	---
Co-iniciador	2,1%	---
Peróxido de benzoilo	---	1,02%
Talco	2,5%	3%
Silica	8%	10%
TiO ₂	0,3%	0,08%

Tabla 5.2: Composición química del cemento Dentotemp

Su presentación es en 2 tubos (base y catalizador) (figuras 5.1). Su preparación consiste en mezclar a partes iguales base y catalizador durante un tiempo máximo de 1,5 minutos. El tiempo de fraguado es de 5 minutos (dependiendo de las condiciones ambientales) desde el inicio de la preparación (figura 5.2).



Fig. 5.1: Presentación comercial del cemento Dentotemp.

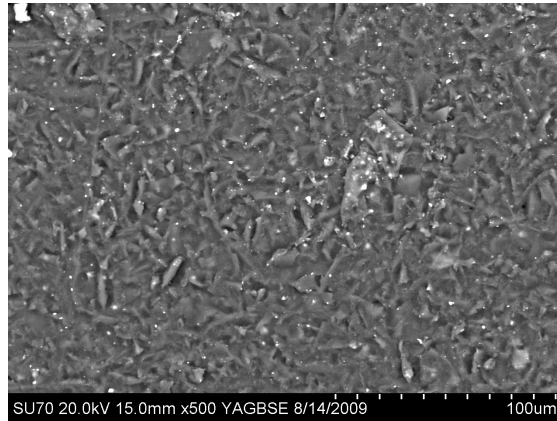


Fig. 5.2: Imagen al SEM del cemento Dentotemp fraguado.

5.1.2. RelyX™Temp NE

Es un cemento de fraguado químico sin eugenol para la cementación temporal de restauraciones dentales indirectas. La composición química específica de este cemento se detalla a continuación en la siguiente tabla 5.3.

Composición	Porcentaje
Óxido de zinc	80-90%
Aceite mineral blanco (petróleo)	5-10%
Vaselina	1-5%

Tabla 5.3: Composición química del cemento RelyX™Temp NE.

Su presentación es con 2 tubos (base y catalizador) (figura 5.3). Su preparación consiste en mezclar a partes iguales base y catalizador durante un máximo de 30 segundos. El tiempo de fraguado es de 3'30'' minutos (dependiendo de las condiciones ambientales) a partir del inicio de la mezcla (figura 5.4).



Fig. 5.3: Presentación comercial del cemento RelyX™Temp NE.

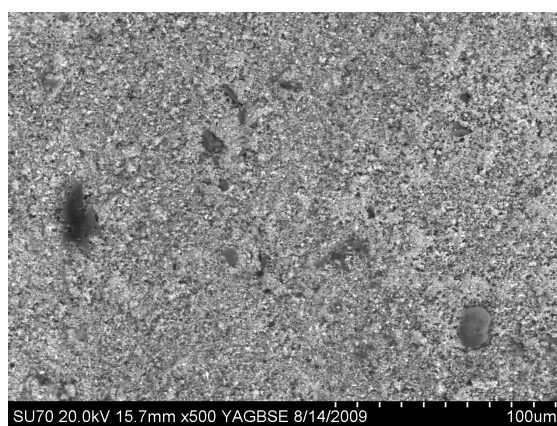


Fig. 5.4: Imagen al SEM del cemento RelyX™Temp NE fraguado.

5.1.3. Dentocem®

Cemento definitivo dual de resina modificado con ionómero de vidrio indicado para la cementación de restauraciones indirectas. La composición química de este cemento se describe de manera detallada en la tabla 5.4.

Composición	Base	Catalizador
Poliuretano alifático	36,4%	---
Hidroxietilmetacrilato	14,6%	---
Fotoiniciadores	1%	---
Ionómero de vidrio (vidriosilicato de bario)	46%	54,70%
BIS-GMA	---	24,2%
Trietilenglicoldimetacrilato	---	17%
Ácido 4-metacriloxietiltrimetacrilato	---	1,72%
Peróxido de benzoilo	---	0,08%
Silica	1,70%	2%
TiO ₂	0,3%	0,3%

Tabla 5.4: Composición química del cemento Dentocem.

Su presentación a partir de un único tubo en el que en su interior alberga dos tubos distintos (base y catalizador) (figura 5.5). Su preparación consiste en mezclar a partes iguales base y catalizador. Este cemento se acompaña de una cánula que realiza la mezcla de la base y el catalizador de manera homogénea y consistente. El tiempo de trabajo es de 1,30 minutos como máximo, mientras que el tiempo de fraguado es entre 3,30 minutos (dependiendo de las condiciones ambientales) desde el inicio de la preparación (figura 5.5).



Fig. 5.5: Presentación comercial del cemento Dentocem.

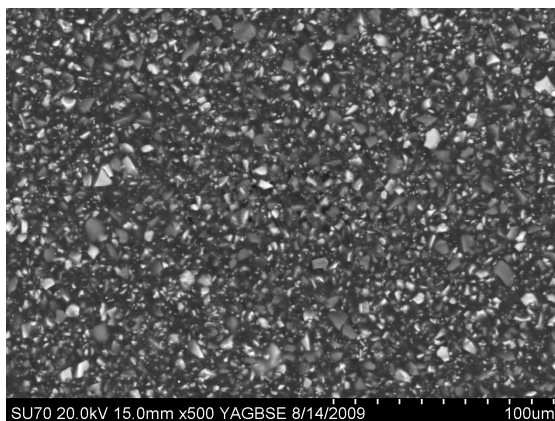


Fig. 5.6: Imagen al SEM del cemento Dentocem fraguado.

5.2. SHEAR BOND STRENGTH SIN TERMOCICLAR (ESTUDIO 1)

5.2.1. Preparación de las muestras

A partir de una barra de titanio (Ti) de grado V, se procedió a realizar cortes seccionales mediante una máquina de corte de precisión Isomet® (Buehler, Düsseldorf, Alemania) (figura 5.7) con un disco de diamante de 15,2 cm x 0.5 mm de grosor (Buehler, Düsseldorf, Alemania) (figura 5.8).



Fig. 5.7: Máquina de corte de precisión utilizada.
Fig. 5.8: Detalle del disco de diamante.

Los cortes se realizaron con irrigación constante de una mezcla resultante a base de agua corriente y aceite Isocut® Plus (Buehler, Düsseldorf, Alemania) hasta alcanzar un total de 24 cilindros de titanio de 10 mm de diámetro (figura 5.9) y 2 mm de altura (figura 5.10).

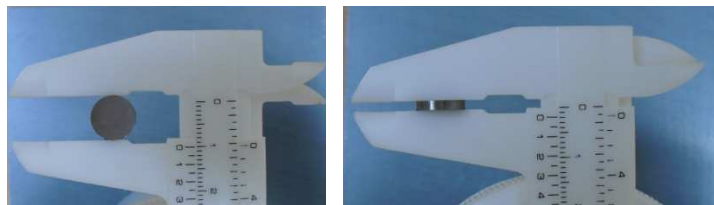


Fig. 5.9: Comprobación con pie de rey del diámetro del disco.
Fig. 5.10: Comprobación con pie de rey de la altura del disco.

Los 24 discos de titanio fueron divididos en 2 grupos:

- 12 discos de titanio que recibirán un tratamiento de superficie mediante arenado con partículas de óxido de alúmina de 50 μm de tamaño.
- 12 discos de titanio sin tratamiento de superficie.

Posteriormente se procedió a copiar 12 discos de titanio mediante silicona de adición fluida, de dos componentes para duplicados de precisión Dupliflex[®] (Protechno, Vilamalla, España) con la finalidad de obtener, tras un proceso de colado, 12 cilindros iguales de cromo-cobalto (CrCo) Metalloy CC (Metalordental[®], Neuchâtel, Suiza) (figura 5.11).



Fig. 5.11: Detalle de la plantilla de silicona para la copia de los discos.

Esta aleación está compuesta de un 61,5% de Co, un 27,5% de Cr, 8,6% de W y 1,3 % de Si. Una vez fraguada la silicona, se retiraron los 12 discos de titanio y se procedió a encerar los lechos creados para poder ser colados. Se realizó el colado de las muestras mediante la técnica convencional de la cera perdida y jito directo (figura 5.12, 5.13, 5.14, 5.15, 5.16, 5.17)

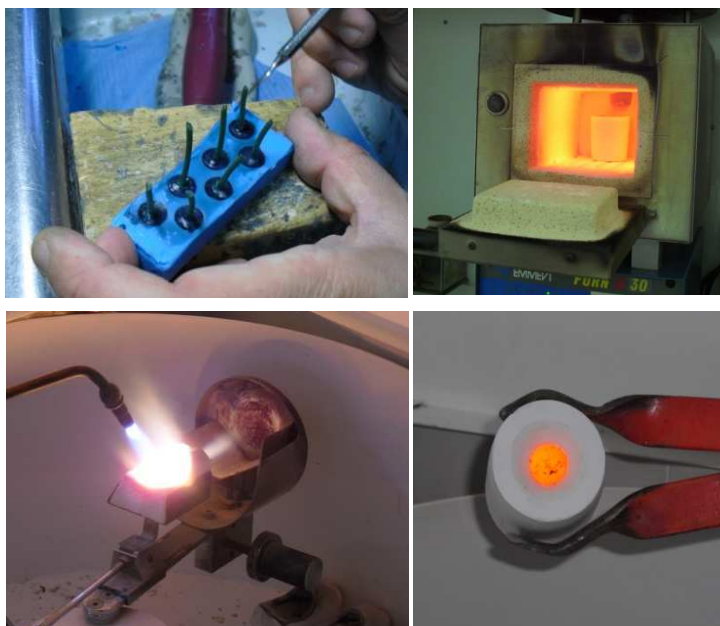


Fig. 5.12: Proceso de encerado de los discos de cromo-cobalto.

Fig. 5.13: Detalle del horno para realizar la cera perdida.

Fig. 5.14: Proceso de colado.

Fig. 5.15: Detalle del revestimiento después del colado.

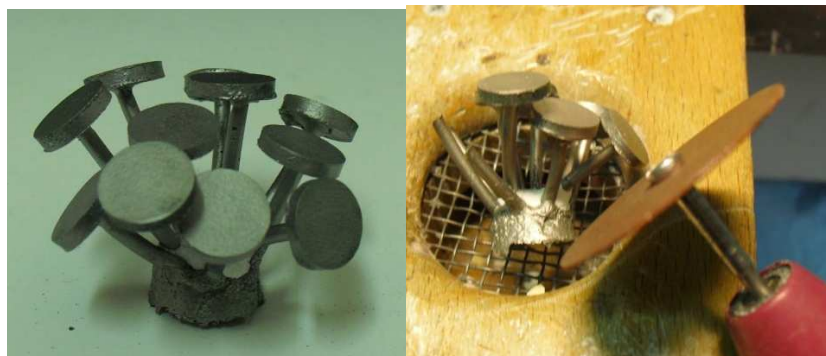


Fig. 5.16: Detalle de los discos de cromo-cobalto una vez retirado el revestimiento.

Fig. 5.17: Proceso de corte de cada uno de los discos.

Para el estudio 1, se realizaron un total de 36 discos, 24 de titanio de grado V y 12 de cromo-cobalto (figura 5.18).



Fig. 5.18: Detalle de los discos de cromo-cobalto y titanio.

Cada uno de estos discos se montó en cilindros de resina acrílica Bosworth Fastray® (Bosworth Company, Skokie, Illinois, USA). Estos cilindros de resina fueron confeccionados mediante un molde específicamente diseñado para montar las muestras del test del *Shear bond Strength* (Ultradent Products, inc, South Jordan, Utah, USA). Este molde consta de 15 orificios circulares (uno para cada muestra) (figura 5.19). Se colocó vaselina en las paredes de estos cilindros (figura 5.20) y se selló la base del molde con cinta adhesiva (figura 5.21).

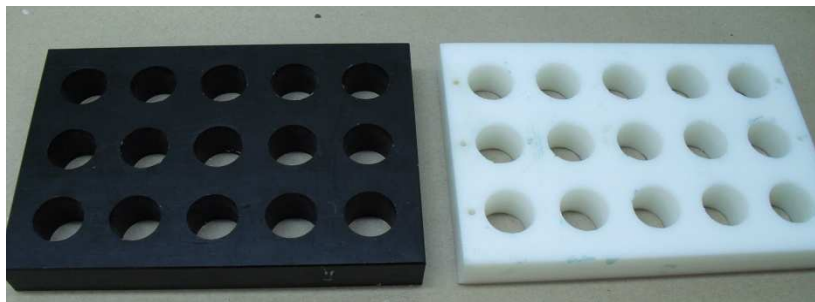


Fig. 5.19: Detalle de los moldes para la confección de las muestras para los test de *shear bond strength*.

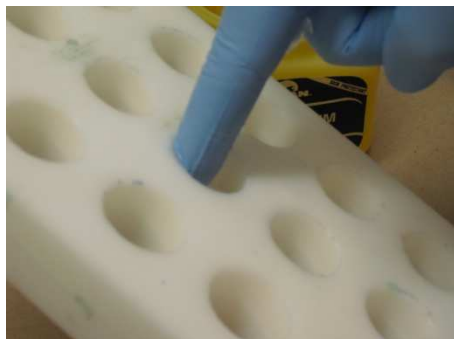


Fig. 5.20: Detalle de colocación de la vaselina en los orificios del molde.
Fig. 5.21: Detalle de la colocación de la cinta adhesiva.

Cada disco se colocó en el centro de cada uno de los orificios, pegado a la cinta adhesiva, y se procedió a la preparación de la resina acrílica.

La resina se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante. Se mezcló, bajo la campana extractora, una medida de polvo con 12 ml de líquido. Se colocó la resina en cada uno de los orificios, cubriendo totalmente los discos y hasta el borde superior del molde (figura 5.22).



Fig. 5.22: Colocación de la resina en cada uno de los orificios.

Pasados 15 minutos del llenado del último cilindro se sumergió el molde en agua fría durante 10 minutos. Se retiró la cinta adhesiva (figuras 5.23, 5.24, 5.25) y se procedió a retirar cada una de las muestras.



Fig. 5.23: Retirada de la cinta adhesiva una vez fraguada la resina.



Fig. 5.24: Aspecto de la cara donde están los discos en el molde.
Fig. 5.25: Aspecto de la base de la muestra en el molde.

La base de las muestras fue pulida mediante la recortadora 3C (Whip mix®, Louisville, Kentucky, USA) con un disco de diamante (figuras 5.26 y 5.27).

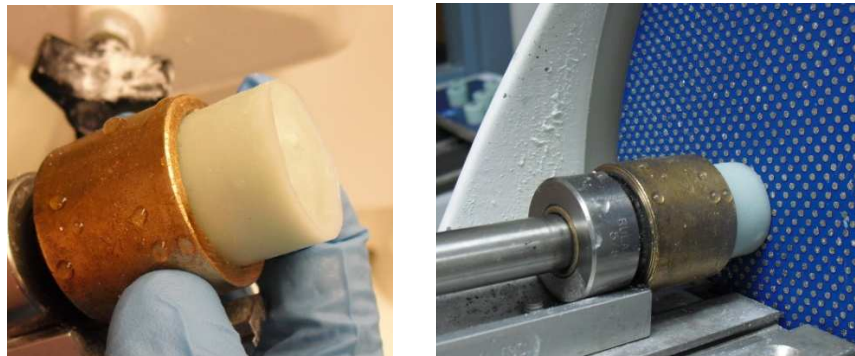


Fig. 5.26: Detalle de la base diseñada para colocar las muestras en la recortadora.
Fig. 5.27: Momento del recortado de la base de las muestras.

La superficie donde se encontraba el disco fue pulida por medio de la máquina de pulir Handimet® 2 Roll grinder (Buehler, Düsseldorf, Alemania) con papel de carburo de silicio de grano P-280, P-400, P-800 y P-1200 (figura 5.28).



Fig. 5.28: Detalle de la máquina de pulido de los discos de titanio y cromo-cobalto.

El pulido se realizó de manera unidireccional, primero con el papel de grano grueso P-280 ($52 \mu\text{m}$). Después, cambiando de dirección 45° con el de grano medio P-400 ($35 \mu\text{m}$). A continuación, y volviendo a cambiar de dirección 45° , con el de grano fino P-800 ($22 \mu\text{m}$) y finalmente, se realizó un refinado final P-1200 ($14 \mu\text{m}$), primero en una dirección, y después cambiando de dirección 45° (figuras 5.29 y 5.30). Cada vez que se pasó la muestra de un papel a otro, se limpió la muestra con agua corriente.

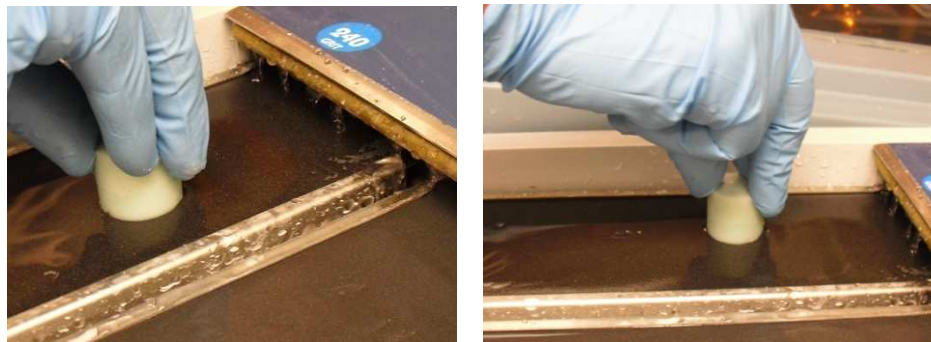


Fig. 5.29: Detalle del pulido de las muestras con el primer papel.

Fig. 5.30: Detalle del pulido de manera unidireccional de las muestras.

Una vez pulidas las 36 muestras (24 de Ti y 12 de CrCo) se procedió a arenar las 12 muestras de CrCo y 12 de las 24 muestras de Ti, quedando definidos 3 grupos ($n=12$):

- 12 discos de Cromo-Cobalto arenado (figura 5.31).
- 12 discos de Ti sin arenar (figura 5.32).
- 12 discos de Ti arenado (figura 5.33).

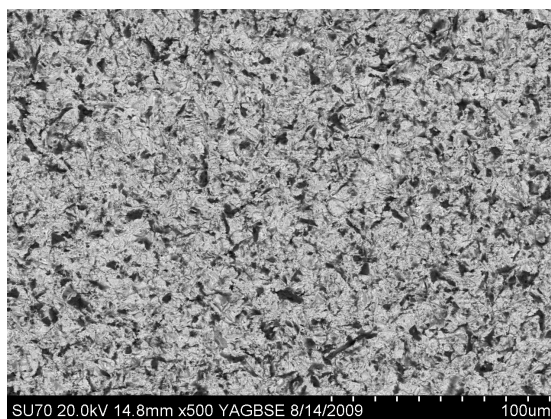


Fig. 5.31: Visión al SEM del cromo-cobalto.

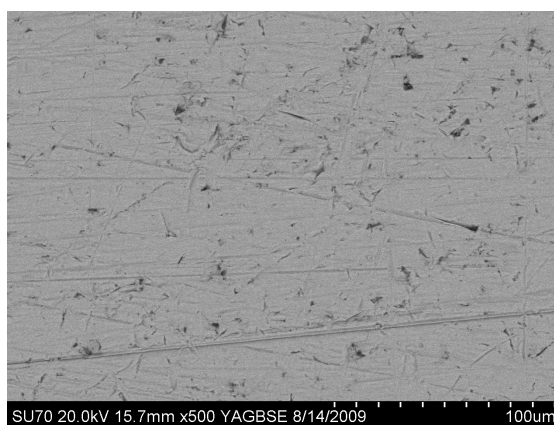


Fig. 5.32: Visión al SEM del titanio pulido.

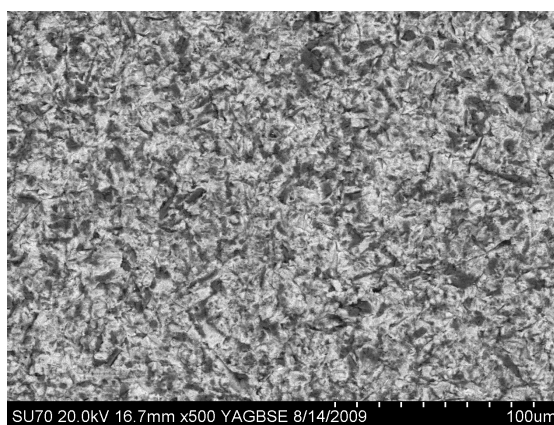


Fig. 5.33: Visión al SEM del titanio arenado.

El proceso de arenado se realizó mediante partículas de óxido de alúmina de 50 μm de tamaño. Se arenó a una distancia de la muestra de 1 cm y durante un periodo de tiempo de 10 segundos a una presión de 2 bares (figuras 5.34 y 5.35).



Fig. 5.34: Proceso de arenado de los discos.
Fig. 5.35: Aspecto de un disco de titanio después y antes de arenar.

Posterior al proceso de arenado, se depositaron las 24 muestras arenadas (12 de CrCo y 12 de Ti) en un baño de ultrasonidos Ultrasonik[®] (Dentsply-Neytech[®], Yucaipa, California, USA) durante 15 minutos (figura 5.36). Transcurrido ese tiempo, cada una de las muestras se secaron con papel secante Kimwipes[®] (Kimberly-Clark, Irving, Texas, USA) y se limpiaron con acetona (figura 5.37).



Fig. 5.36: Limpieza de las muestras en ultrasonidos.
Fig. 5.37: Colocación de la acetona tras los ultrasonidos.

Limpiadas las muestras, ya estaban preparadas para empezar el proceso de cementado (figura 5.38).



Fig. 5.38: Detalle de las muestras antes de pasar a la colocación del cemento.

5.2.2. Proceso de cementado

Cada una de las 36 muestras se sujetó de manera segura a un soporte específicamente diseñado para realizar el test de *shear bond strength* (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) (figura 5.39). Con un molde cilíndrico (3mm x 2,38mm) (figura 5.40 y 5.41), las muestras se colocaron de manera que el molde quedara sobre un extremo del disco, y no en el centro, para poder alojar los 3 agentes cementantes a evaluar en la misma muestra (figuras 5.42, 5.43 y 5.44).



Fig. 5.39: Soporte para sujetar la muestra durante la colocación del cemento.

Fig. 5.40: Detalle del molde donde colocaremos los agentes cementantes.

Fig. 5.41: Colocación del molde en el soporte.

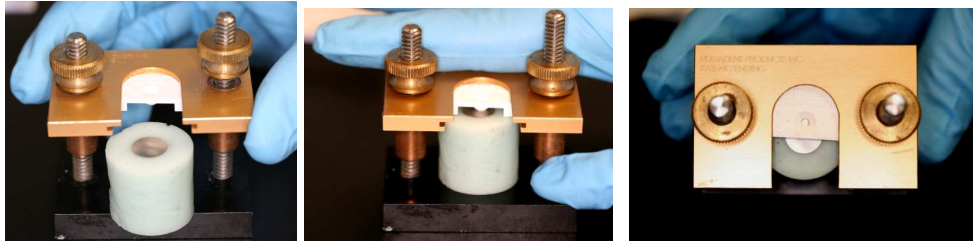


Fig. 5.42: Colocación de la muestra en el soporte.

Fig. 5.43: Fijación de la muestra en el soporte mediante los tornillos laterales.

Fig. 5.44: Muestra preparada para albergar el cemento.

Se rellenó cada molde con el primer agente cementante (DT). El cemento se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante. Se colocó el cemento en una punta AccuDose® (Centrix, Shelton, Connecticut, USA) y se colocó la punta en una pistola de composite (figura 5.45). Para permitir el fraguado del cemento se dejó la muestra entera durante 1 hora antes de retirar el soporte (figuras 5.46, 5.47 y 5.48).



Fig. 5.45: Detalle de la punta y la pistola utilizada para la colocación del cemento.

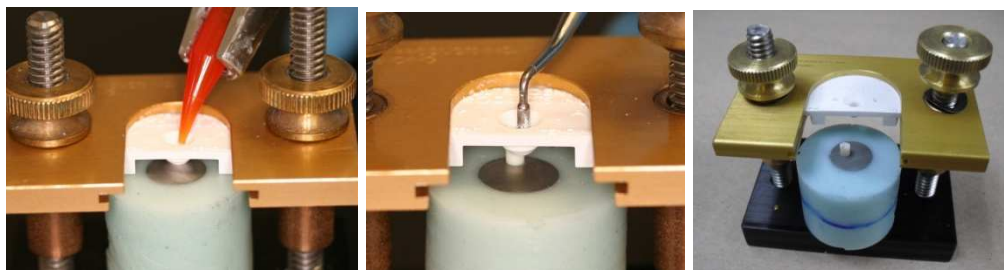


Fig. 5.46: Colocación del cemento en el orificio del molde.

Fig. 5.47: Retirada del molde sujetando el cemento mediante un atacador.

Fig. 5.48: Aspecto del agente cementante colocado en el disco.

Una vez retirada la muestra se cambió el molde por uno limpio. Todos los moldes utilizados en el primer proceso de cementado fueron limpiados escrupulosamente. En primer lugar, se dejaron todos los moldes utilizados, en un baño de ultrasonidos durante 15 minutos y posteriormente, en caso de encontrar aún en el molde cemento remanente, se retiró con una espátula de plástico y con un aplicador Microbrush® (Microbrush® Internacional, Grafton, Wisconsin, USA). Una vez limpiados los moldes, se volvió a posicionar la muestra en el soporte y se repitió el mismo procedimiento de cementado, esta vez con el segundo agente cementante (RT). Una vez fraguado el cemento, transcurrida la hora de espera, y limpiados los moldes, se procedió a cementar con el tercer cemento (DC) (figura 5.49).

Durante la colocación de los tres cementos los excesos de cemento sobrante que sobrepasaban el orificio del molde fueron limpiados y eliminados mediante Microbrush® (Microbrush® Internacional, Grafton, Wisconsin, USA) (figura 5.50).

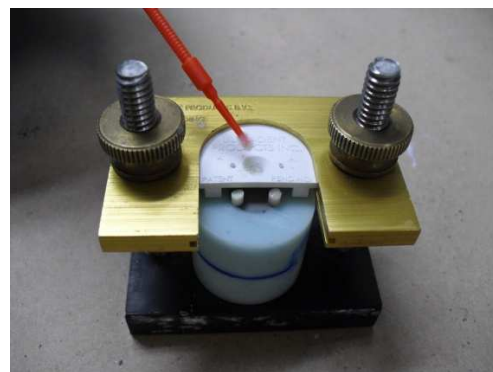
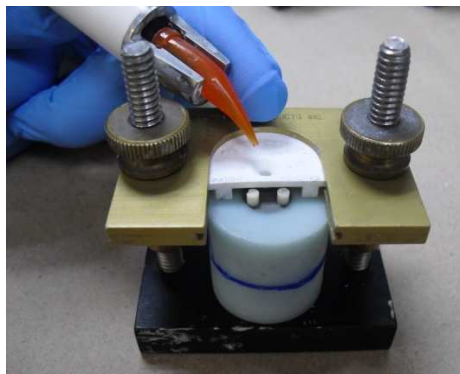


Fig. 5.49: Colocación del tercer agente cementante.
Fig. 5.50: Retirada de los excesos de cemento mediante Microbrush® .

Antes de realizar las pruebas de adhesión, los especímenes fueron colocados en condiciones de humedad al 100% y a 37°C durante 18 horas (figuras 5.51, 5.52 y 5.53).



Fig. 5.51: Colocación de la cobertura en el recipiente donde se encontraban las muestras.

Fig. 5.52: Aspecto de una muestra en condiciones de humedad al 100%..

Fig. 5.53: Colocación de las muestras en el horno a 37°C.

5.2.3. Test de *Shear bond strength*

El *Shear bond strength* se evaluó mediante la realización de las pruebas de adhesión por medio de la máquina *Shear Bond Strength Testing Machine* (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) (figura 5.54). La velocidad de cizallamiento fue de 1 mm/min, siguiendo las recomendaciones del fabricante.

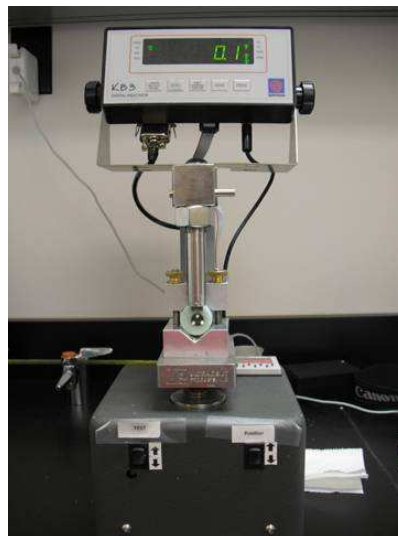


Fig. 5.54: Máquina para la realización de los test de *shear bond strength*.

Las muestras se colocaron sobre un soporte expresamente diseñado para realizar dichas pruebas de tracción (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) (figuras 5.55 y 5.56) .

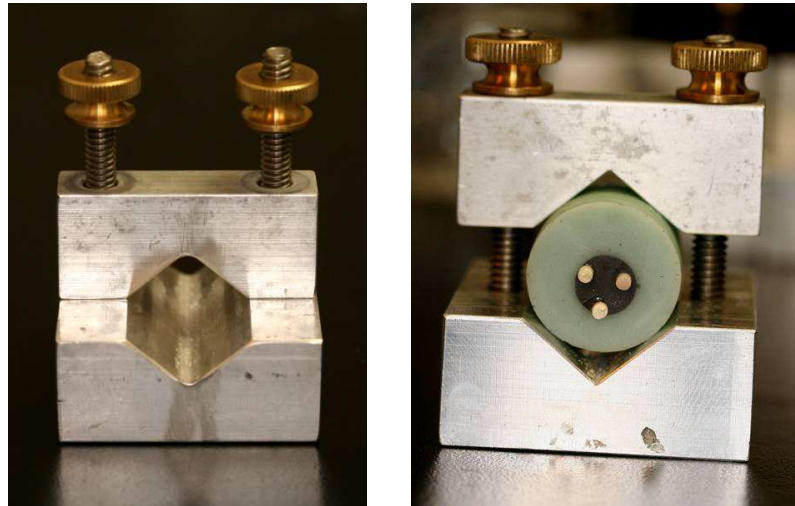


Fig. 5.55: Soporte para la sujeción de las muestras.
Fig. 5.56: Muestra colocada en el soporte para realizar los test de adhesión.

Cada uno de los soportes se colocó en la base de la máquina. Se comprobó que estuvieran colocados perpendicularmente a la fuerza de descementado y que el cilindro de cemento quedara encajado en el dispositivo de sección semicircular encargado de realizar el descementado (figuras 5.57, 5.58 y 5.59).

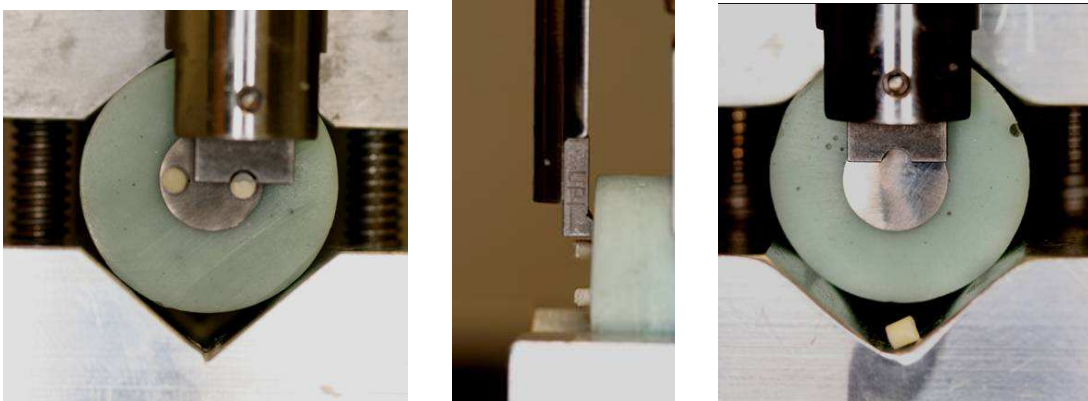


Fig. 5.57: Ensamblaje del dispositivo de cizalla con el agente cementante.
Fig. 5.58: Comprobación de la perpendicularidad del sistema.
Fig. 5.59: Descementado del agente cementante.

La fuerza necesaria para descementar las muestras fue anotada. La resistencia a la adhesión se expresó en MPa y se calculó dividiendo la fuerza necesaria para descementar la muestra (en Newtons) y el área del espécimen en mm².

5.2.4. Evaluación del tipo de fallo

Realizados los experimentos de adhesión, las muestras se observaron mediante microscopio óptico para determinar el modo de fracaso. Se realizaron fotografías de los 36 discos. La observación el tipo de fallo del cemento se realizó, por un único operador, de forma cualitativa, observando el porcentaje de cemento remanente que se podía visualizar en cada uno de los discos (figura 5.60). En función del tipo de material sobre el que se realizó la cementación, se clasificaron en tres grupos diferentes.

- Para los discos de titanio sin arenar:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Ti no arenado: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Ti.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.
- Para los discos de titanio arenado:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Ti arenado: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Ti.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.
- Para los discos de cromo-cobalto:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Cr-Co: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Cr-Co.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.

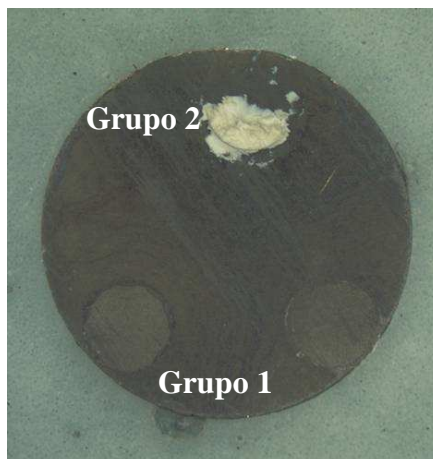


Fig. 5.60: Fotografía al microscopio óptico del tipo de fallo de los tres agentes cementantes.

5.3. SHEAR BOND STRENGTH CON TERMOCICLADO (Estudio 2)

5.3.1. Preparación de las muestras

Para proceder a realizar el estudio 2 se confeccionaron 36 muestras nuevas, siguiendo la misma secuencia de obtención de muestras que en el estudio 1.

A partir de la barra de titanio de grado V, se procedió a realizar cortes seccionales mediante una máquina de corte de precisión Isomet® (Buehler, Düsseldorf, Alemania) con un disco de diamante de 15,2 cm x 0.5 mm de grosor (Buehler, Düsseldorf, Alemania). Los cortes se realizaron con irrigación constante de una mezcla de agua corriente y aceite Isocut® Plus (Buehler, Düsseldorf, Alemania) hasta alcanzar un total de 24 cilindros de 10 mm de diámetro y 2 mm de altura.

Los 24 discos fueron divididos en 2 grupos:

- 12 discos de Ti que se les realizará el proceso de arenado mediante partículas de partículas de óxido de alúmina de 50 μm .
- 12 discos de Ti sin arenar.

Posteriormente se procedió a realizar los 12 discos de CrCo aprovechando la silicona, que albergaba los lechos de los 12 discos de titanio copiados, utilizada en el estudio 1. Se obtuvieron los 12 cilindros de cromo-cobalto Metalloy CC (Metalordental®, Neuchâtel, Suiza), con la misma aleación que en el estudio 1, realizándose también mediante la técnica convencional de la cera perdida y jito directo.

Se realizaron también un total de 36 discos, 24 de titanio de grado V y 12 de cromo-cobalto. Cada uno de estos discos se montó en cilindros de resina acrílica Bosworth Fastray® (Bosworth Company, Skokie, Illinois, USA). Estos cilindros de resina fueron confeccionados mediante un molde específicamente diseñado para montar las muestras del test del *Shear Bond Strength* (Ultradent Products, inc, South Jordan, Utah, USA) (figura 5.61). Este molde, como ya hemos descrito en el estudio 1, consta de 15 orificios circulares, uno para cada muestra. Se colocó vaselina (figura 5.62) en las paredes de estos orificios y se selló la base del molde con cinta adhesiva (figura 5.63).

Cada disco de Ti y de CrCo se colocó en el centro de cada uno de los orificios, pegado a la cinta adhesiva (figura 5.64 y 5.65), y se procedió a la preparación de la resina acrílica.

La resina se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante. Se mezcló, bajo la campana extractora, una medida de polvo con 12 ml de líquido. Se colocó la resina en cada uno de los orificios, cubriendo totalmente los discos y hasta el borde superior del molde (figura 5.66).

Pasados 15 minutos del relleno del último cilindro se sumergió el molde en agua fría durante 10 minutos. Se retiró la cinta adhesiva y se procedió a retirar las muestras (figuras 5.67 y 5.68).



Fig. 5.61: Molde para la confección de las muestras.
Fig. 5.62: Colocación de la vaselina en las paredes de los orificios del molde.
Fig. 5.63: Colocación de la cinta adhesiva en una de las caras del molde.
Fig. 5.64: Colocación de los discos en cada uno de los orificios del molde .

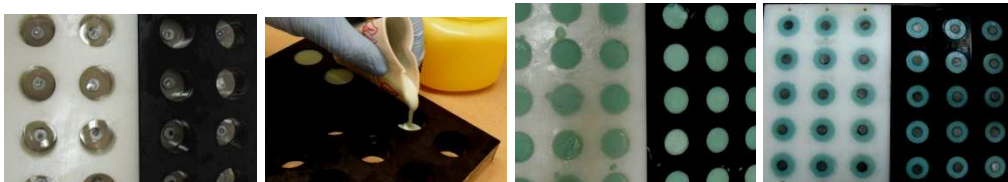


Fig. 5.65: Detalle de los discos colocados en el molde.
Fig. 5.66: Colocación de la resina en cada orificio del molde.
Fig. 5.67: Detalle de la base de las muestras en el molde.
Fig. 5.68: Detalle de la cara donde se encuentran los discos en el molde.

Igual que en el estudio 1, la base de las muestras fue pulida mediante la recortadora 3C (Whip mix®, Louisville, Kentucky, USA) con un disco de diamante (figura 5.69). La superficie donde se encontraba el disco fue pulida mediante la máquina de pulir Handimet® 2 Roll grinder (Buehler, Düsseldorf, Alemania) con papel carburo de silicio de grano P-280, P-400, P-800 y P-1200. El pulido se realizó de manera unidireccional, primero con el papel de grano

grueso P-280 (52 μm). Después, cambiando de dirección 45° con el de grano medio P-400 (35 μm). A continuación, y volviendo a cambiar de dirección, con el de grano fino P-800 (22 μm) y finalmente, y en las dos direcciones, se realizó un refinado final P-1200 (14 μm) (figura 5.70).



Fig. 5.69: Pulido de la base de las muestras mediante recortadora.

Fig. 5.70: Pulido de los discos manual y unidireccional.

Una vez pulidas las 36 muestras (24 de Ti y 12 de CrCo) se procedió a arenar las 12 muestras de CrCo y 12 de las 24 muestras de Ti, quedando definidos 3 grupos (n=12):

- 12 discos de Cromo-Cobalto.
- 12 discos de Ti sin arenar.
- 12 discos de Ti arenado.

El proceso de arenado se realizó igual que en el estudio 1, mediante partículas de óxido de alúmina de 50 μm de tamaño y a una distancia de la muestra de 1 cm durante un periodo de tiempo de 10 segundos y a 2 bares de presión (figura 5.71).



Fig. 5.71: Detalle de la máquina de arenado de muestras.

Posteriormente se depositaron las muestras en un baño de ultrasonidos Ultrasonik® (Dentsply-Neytech®, Yucaipa, California, USA) durante 15 minutos, se secaron las muestras con papel secante Kimwipes® (Kimberly-Clark, Irving, Texas, USA) y se limpiaron las muestras con acetona.

5.3.2. Proceso de cementado

Las muestras se sujetaron de manera segura a un soporte especialmente diseñado para realizar el shear bond strength (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) con un molde cilíndrico (3mm x 2,38mm). Las muestras se colocaron de manera que el molde quedara sobre un extremo del disco, y no en el centro, para poder alojar los 3 agentes cementantes a evaluar.

Se rellenó cada molde con cada uno de los cementos preparados siguiendo las instrucciones del fabricante. Para permitir el fraguado del cemento se dejó la muestra entera durante 1 hora antes de retirar el soporte. Antes de realizar las pruebas de adhesión, los especímenes, con los tres cementos, fueron colocados en condiciones de humedad al 100% y a 37°C durante 18 horas (figuras 5.72 y 5.73).

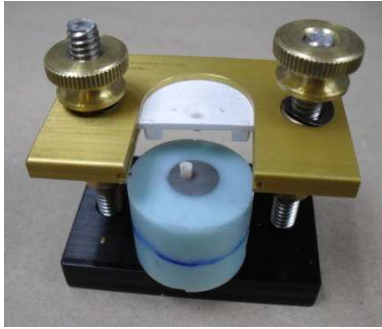


Fig. 5.72: Detalle de la muestra tras la colocación del primer cemento.
Fig. 5.73: Muestra preparada para alojar el tercer agente cementante.

5.3.3. Proceso de termociclado

Transcurridas las 18 horas, se procedió a realizar el termociclado de los 36 especímenes mediante la máquina de termociclado Sabri Dental thermocycling system (Sabri Dental Enterprises, Downers Grove, Illinois, USA), con la finalidad de simular el envejecimiento de los cementos. Las muestras se termociclaron entre 5° y 55° durante 2000 ciclos (30 segundos en cada baño) (figuras 5.74 y 5.75).

Finalizado el proceso de termociclado, las muestras se dejaron en condiciones de humedad del 100% a 37°C. El tiempo transcurrido desde el día del cementado hasta el día de la realización del test de *shear bond strength* fue 1 semana.



Fig. 5.74: Detalle de la máquina de termociclado antes de iniciar el proceso de envejecimiento.
Fig. 5.75: Proceso de termociclado.

5.3.4. Test de *Shear bond strength*

El *Shear bond strength* se evaluó mediante la realización de las pruebas de adhesión por medio de la máquina Shear Bond Strength Testing Machine (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA). La velocidad de cizallamiento fue de 1 mm/min, siguiendo las recomendaciones del fabricante (figuras 5.76, 5.76 y 5.77).



Fig. 5.76: Muestra preparada para colocarla en el soporte para realizar los test de cizalla.

Fig. 5.77: Colocación de la muestra en la máquina de *shear bond strength*.

Fig. 5.78: Muestra preparada para realizar los test de cizalla.

Las muestras se colocaron sobre un soporte expresamente diseñado para realizar dichas pruebas de tracción (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) .

Cada uno de los soportes se colocó en la base de la máquina. Se comprobó que estuvieran colocados perpendicularmente a la fuerza de descementado y que el cilindro de cemento quedara encajado en el dispositivo de sección semicircular encargado de realizar el descementado.

La fuerza necesaria para descementar las muestras fue anotada. La resistencia a la adhesión se expresó en MPa y se calculó dividiendo la fuerza necesaria para descementar la muestra (en Newtons) y el área del espécimen en mm².

5.3.5. Evaluación del tipo de fallo

Realizados los experimentos de shear bond, las muestras se observaron mediante microscopio óptico para determinar el modo de fracaso. Se realizaron fotografías de los 36 discos. Para observar el tipo de fracaso del cemento se realizó, por un único operador, de forma cualitativa, para determinar el porcentaje de cemento remanente en los discos.

- Para los discos de titanio sin arenar:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Ti no arenado: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Ti.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.
- Para los discos de titanio arenado:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Ti arenado: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Ti.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.
- Para los discos de cromo-cobalto:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Cr-Co: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Cr-Co.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.

5.4. RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN RESTAURACIONES UNITARIAS (Estudio 3)

5.4.1. Preparación de las restauraciones unitarias.

Se utilizaron un total de 36 implantes de conexión externa Universal (Euroteknika, Sallanches, Francia) de plataforma estándar de \varnothing 3,75 y 11,5 mm de longitud (figura 5.79).



Fig. 5.79: Detalle del diseño del implante Euroteknika Universal.

Se colocaron cada uno de estos 36 implantes en cilindros de metacrilato con unas dimensiones de 20 mm de alto y 20 mm de ancho (figura 5.80).

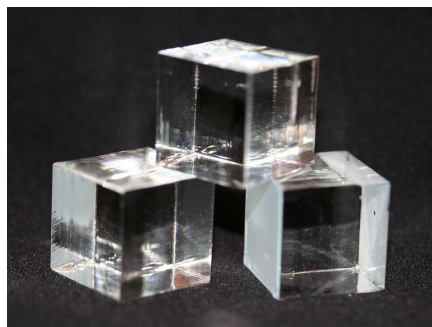


Fig. 5.80: Detalle de los cubos donde se alojarán los implantes.

Los implantes se colocaron completamente perpendiculares a la base de los cubos mediante una fresadora (figura 5.81). Para asegurar que la base sobre la cual apoyaba el cubo que iba a albergar los implantes, se utilizó un nivel (figura 5.82). Una vez confirmado, se procedió a realizar el lecho para

poder colocar el implante. Se realizó el protocolo de fresado recomendado por la casa comercial para hueso tipo 1 (figura 5.83). Una vez realizado el lecho y antes de la colocación del implante se pintaron las paredes del lecho con cianoacrilato Superglue-3 (Loctite, Henkel, Düsseldorf, Alemania) y posteriormente se procedió a la colocación del implante mediante la llave de torque manual CCC 120 y CPI 190 (Euroteknika, Sallanches, Francia).

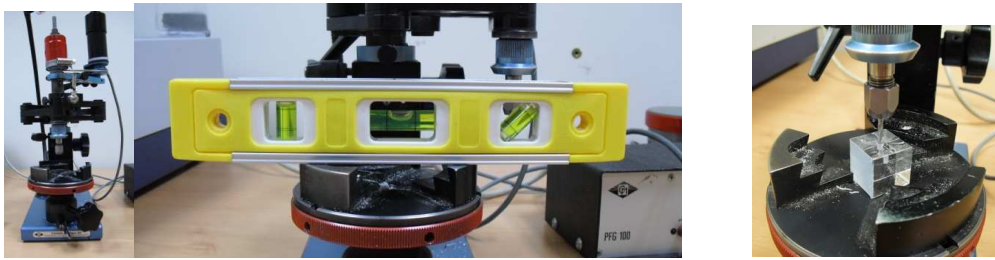


Fig. 5.81: Fresadora utilizada para la colocación de implantes.
Fig. 5.82: Nivel para la comprobación que la base quedaba paralela al suelo.
Fig. 5.83: Fresado de los cubos para la colocación del implante.

Una vez colocados los 36 implantes en cada uno de los cubos de metacrilato, se procedió a colocar el pilar protésico de titanio sobre cada uno de los implantes. Se utilizó un tornillo de titanio de grado V M2 (Euroteknika, Sallanches, Francia) de 6,75 mm de longitud con un destornillador hexagonal CCL HE 12 22 (Euroteknika, Sallanches, Francia) para unir ambas estructuras (pilar e implante). Con la llave de torque se apretó el tornillo a 35 N/cm (según recomendaciones del fabricante). Colocados los 36 pilares de titanio, se procedió a dividir las muestras en 3 grupos iguales ($n=12$). Cada grupo se correspondía a la futura altura que tendría el pilar.

- Grupo 1: Pilar de 6mm.
- Grupo 2: Pilar de 5 mm.
- Grupo 3: Pilar de 4 mm.

Para poder preparar los pilares en altura por un único operador. Se marcó en el pilar, por medio de una sonda periodontal (figura 5.84), la altura deseada (6 mm, 5 mm o 4 mm) donde se debía realizar el corte. Posteriormente se procedió a cortar por un único operador cada uno de los pilares en altura con discos de carbonato de silicio de 22 mm de diámetro 130-

512-00 (Dentaurum, Ispringen, Alemania) (figura 5.85). Se tomó como referencia 0 mm el margen del pilar.

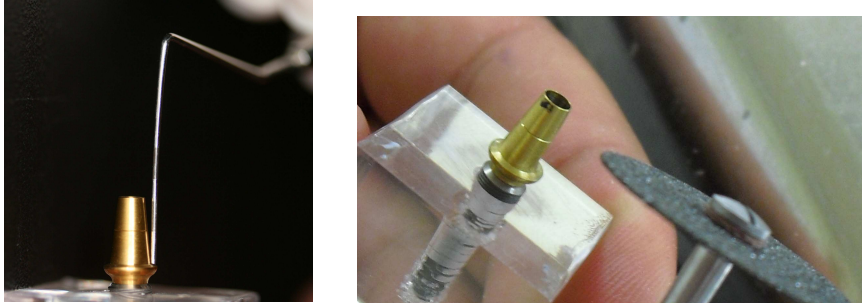


Fig. 5.84: Marcaje de la altura del pilar deseada mediante sonda periodontal.
Fig. 5.85: Corte del pilar a la altura deseada.

Una vez preparados los pilares a las alturas de 6 mm, 5 mm y 4 mm, se procedió a microfresarlos a una conicidad de 12 °, por un único operador. La preparación del pilar se realizó mediante fresas de tungsteno a una velocidad de micromotor de 14.000 rpm. Antes de la confección de las cofias de cromo cobalto, se pintó la superficie del pilar con una doble capa de laca espaciadora roja Durolan (DFS Diamon, Riedenburg, Alemania). La finalidad de la colocación de la laca espaciadora fue la de reproducir el espacio que albergaría el cemento. Se colocó una bicapa de laca espaciadora de 20 micras (10 micras por capa) para reproducir el grosor de cemento, ya que el protocolo establecido por la ADA (ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000) (ISO 9917), indica que se considera aceptable un grosor de hasta 20 micras (figura 5.86).

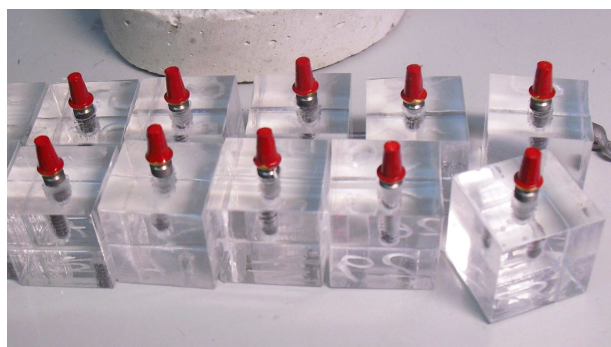


Fig. 5.86: Detalle de los pilares después de la colocación de la laca espaciadora.

Posteriormente se procedió a la realización de las cofias coladas de cromo-cobalto (Metalloy CC, Neuchâtel, Suiza) cuya aleación estaba dotada de un 61,5% de Co y un 27,5% de Cr con la técnica convencional de la cera perdida (figura 5.87). Sobre las 36 cofias, se le enceró en la misma fase un *loop* en la parte oclusal de la cofia (figura 5.88), completamente perpendicular a la base con la finalidad de tener un anclaje para poder realizar las pruebas de tracción.

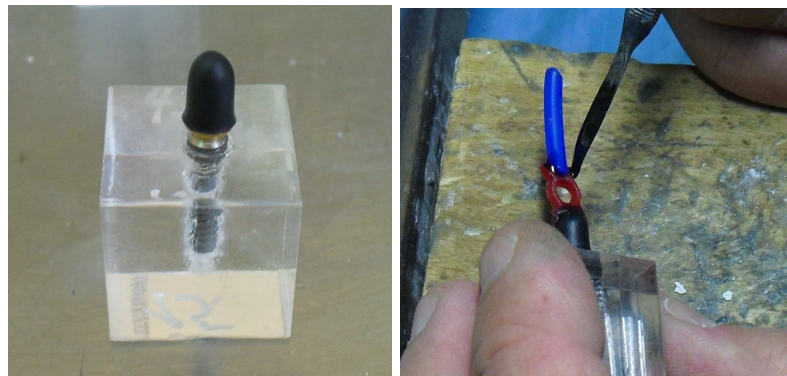


Fig. 5.87: Encerado de la cofia.
Fig. 5.88: Confección del *loop* en el laboratorio.

Un vez confeccionadas las cofias se procedió a limpiar cada uno de los 36 pilares con acetona (Acetone, EMD™, USA) y posteriormente en baño de ultrasonidos con agua destilada para eliminar los restos de polvo y metal de las superficies de los pilares.

Las chimeneas de emergencia de los tornillos que unían el pilar al implante fueron obturadas con cemento de obturación provisional compuesto por una mezcla de materiales sintéticos (óxido de zinc, sulfato de calcio, glicolacetato, polivinilacetato y trietanolamina) y libre de eugenol Cavit™ W (3M ESPE AG, Seefeld, Alemania).

En la parte inferior del cubo se realizó un orificio para poder colocar un tornillo pasante y poder sujetar la muestra a la base de la máquina donde realizamos los test de tensión (figura 5.89).



Fig. 5.89: Muestra preparada para el proceso de cementado.

Una vez confeccionadas y limpiadas las muestras se procedió a enumerarlas tanto en la base de la muestras como en la restauración de cromo-cobalto. La enumeración se realizó mediante pieza de mano y posteriormente se utilizó un rotulador a fin de poder ser identificadas con mayor facilidad (figura 5.90).

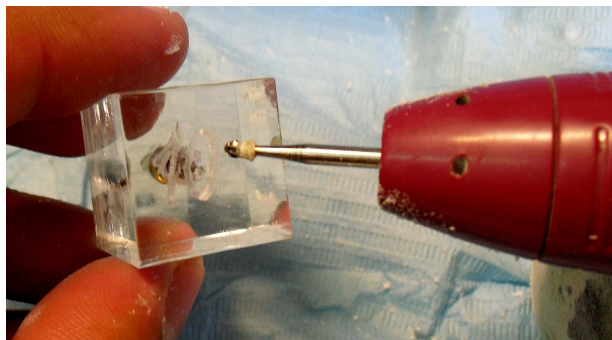


Fig. 5.90: Enumeración de las muestras con fresa de bola.

Enuemaradas cada una de las 36 muestras, éstas ya estaban preparadas para realizar el cementado de las restauraciones (figura 5.91).



Fig. 5.91: Totalidad de las muestras para realizar el estudio 3.

5.4.2. Cálculo del área de los pilares.

Se calculó el área de los pilares de forma individualizada. Se consideró el pilar como un cuerpo sólido (figura 5.92). Se procedió al registro de 6 mediciones de diámetros en la zona inferior del pilar, donde se encontraba el margen donde apoyaba la restauración, 6 mediciones de diámetros de la zona superior y 6 registros de altura alrededor de todo el pilar.

El área de cada pilar se calculó a partir de la siguiente fórmula:

$$\text{Área total} = A_1 + A_2$$

Siendo:

$$A_1 = \pi (r_1 + r_2) \sqrt{h^2 + (r_1 + r_2)^2}$$

$$A_2 = \pi (r_2)^2$$

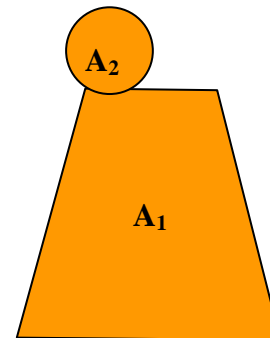


Fig. 5.92: Esquema del pilar de titanio.

Donde:

A_1 = Área de las paredes del especimen en mm^2 .

A_2 = Área de la superficie oclusal en mm^2 .

r_1 = Radio de la base.

r_2 = Radio de la superficie oclusal.

h = Altura del especimen.

5.4.3. Proceso de cementado.

Antes de empezar el proceso de cementado se dividieron los tres grupos en 3 subgrupos (uno para cada cemento) de 4 muestras cada uno. A cada subgrupo se le asignó un cemento distinto, de manera que cada cemento empezaba su test con un 4 muestras nuevas, 4 muestras con un test realizado y 4 muestras con 2 test realizados. Cada cemento se testó 12 veces para cada uno de los grupos (6 mm, 5 mm y 4 mm). Para el proceso de cementando se siguió el protocolo del fabricante para cada cemento, a la temperatura ambiente del laboratorio (23°C) y con una presión constante de cementado de 5 kg durante 10 minutos siguiendo el protocolo establecido por la ADA (ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000) (ISO 9917).

Se realizó el cementado de las 36 muestras de manera individual. En primer lugar se realizó la preparación del cemento según recomendaciones del fabricante. Una vez mezclado el cemento se procedió a colocarlo en la corona de cromo-cobalto y posteriormente se cementó al pilar, cerciorándonos de que quedara correctamente asentado. Una vez comprobado, se colocó la muestra en un dispositivo específicamente diseñado para el cementado (figura 5.93) y el cual realizaba una presión constante de 5 kg (figura 5.94), durante un periodo de 10 minutos, tiempo que se contabilizó mediante un cronómetro (figura 5.95).

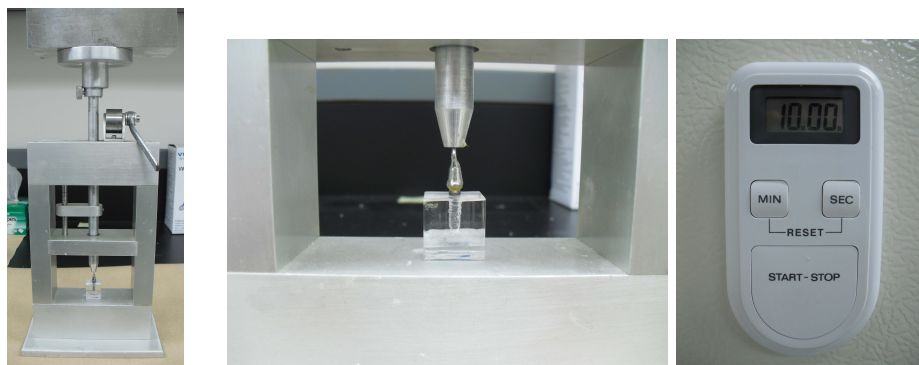


Fig. 5.93: Dispositivo diseñado para el cementado de las muestras.

Fig. 5.94: Detalle de cómo se aplica la fuerza de cementado.

Fig. 5.95: Cronómetro para el control de tiempo.

Los excesos de cemento fueron retirados mediante de una cureta metálica Columbia 4R/4L (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, USA). Al terminar el tiempo de cementado, cada una de las muestras se iba depositando en un recipiente con agua, para reproducir un ambiente de humedad del 100%. La totalidad de las muestras se colocó en un horno a 37° C durante 18 horas (figuras 5.96 y 5.97).

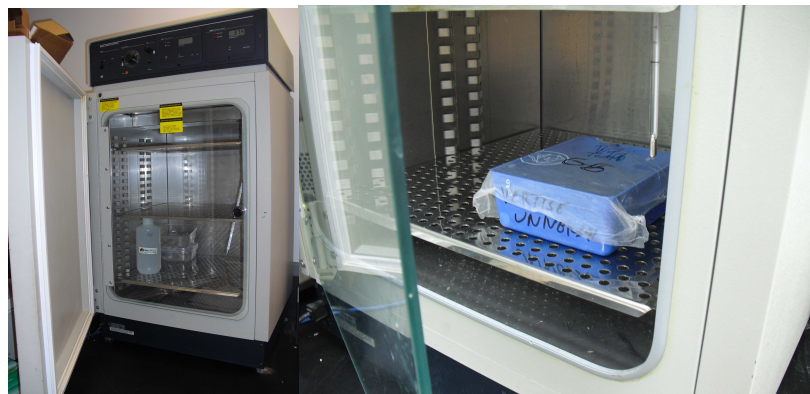


Fig. 5.96: Horno en el que se colocaban las muestras a 37°C y en condiciones 100% de humedad .
Fig. 5.97: Detalle de cómo se dejaron las muestras en el horno.

5.4.4. Pruebas de tracción.

Las muestras se probaron bajo tensión mediante una máquina universal (Dillon, Quantrol™, Brooklyn, USA) con una célula de tracción de 1000N (Dillon, Quantrol™, Brooklyn, USA). La velocidad de tracción constante uniaxial fue de 5 mm/min. Se utilizó el software Emperor™m v.1.11-017 (Mecmesin, Horsham, UK) para registrar cada uno de los experimentos de tracción (figuras 5.98 y 5.99).

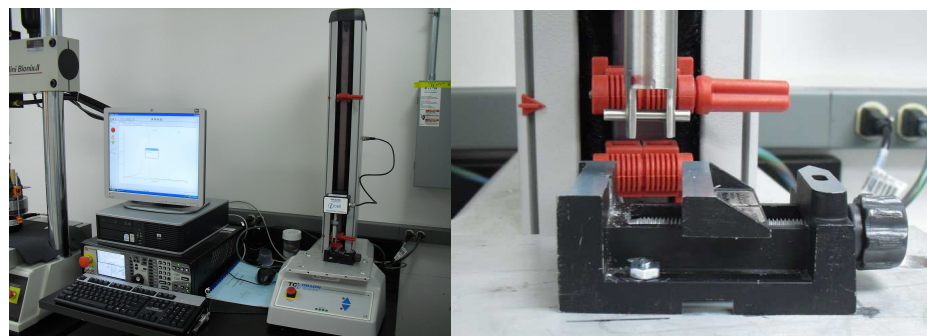


Fig. 5.98: Ordenador de recogida de datos mediante software.
Fig. 5.99: Detalle del dispositivo encargado de realizar la tracción.

La fuerza necesaria para descementar las restauraciones unitarias fue anotada. La resistencia a la tracción se expresó en MPa y se calculó dividiendo la fuerza necesaria para descementar la muestra (en Newtons) y el área del espécimen en mm² calculada tal y como se indica en el apartado 5.4.2.

5.4.5. Evaluación del tipo de fallo.

Realizados los experimentos de tracción, las muestras se observaron mediante microscopio óptico para determinar el modo de fracaso a partir de una fotografía realizada por el mismo microscopio y procesada mediante el programa Spot Imaging Software (Diagnostic Instruments. Inc, Sterling Heights, Michigan, USA). Se realizaron fotografías de dos caras opuestas del pilar, designándolas cara A y cara B. Para observar el tipo de fallo del cemento se realizó de forma cualitativa. Sobre la fotografía realizada con el microscopio óptico, se establecieron dos ejes perpendiculares en cada una de las caras de los pilares, dividiendo cada cara del pilar en 4 partes, pudiendo determinar el porcentaje de cemento remanente en cada cara del pilar.

Cada cuadrante de cada cara del pilar representaba un 12.5% de superficie del pilar, obteniendo una superficie de evaluación del 50% en cada cara del pilar.

Se establecieron 4 grupos en función del cemento remanente en ambas caras del pilar y en función del tipo de fallo observado:

Grupo 1. Fallo adhesivo a la corona: Cuando más del 75% del cemento quedaba en el pilar.

Grupo 2. Fallo adhesivo al pilar. Cuando más del 75% del cemento quedaba en la corona.

Grupo 3. Fallo adhesivo pilar-corona. Cuando quedaba cemento en pilar y corona.

Grupo 4. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.

5.4.6. Limpieza de las muestras.

Posterior a la observación del tipo de fallo de las 36 muestras, se procedió a limpiar, para su reutilización, las 12 muestras de cada grupo con una solución que ayuda a la eliminación del cemento Orange Solvent (R&S,

Aulnay, Francia). Los restos de cemento de los pilares se eliminaron por medio de curetas Columbia 4R/4L de teflón (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, USA). Posteriormente, se colocaron los 36 pilares con sus respectivas coronas (por separado) en una cubeta de ultrasonidos con agua destilada durante 30 minutos. Los 36 aditamentos ya limpios fueron secados con papel absorbente. De forma visual y con la ayuda de gafas de 2.3X aumentos HEINE C 2.3® (Heine, Dülsseldorf, Alemania), nos aseguramos que no existía ningún tipo de resto de cemento.

Una vez asegurada la no presencia de restos de cemento, pasamos a realizar el proceso de arenado de los pilares.

5.4.7. Arenado de los pilares de titanio.

Una vez hechas las pruebas de tracción con la superficie del pilar sin tratar, procedimos a arenar los pilares de 6 mm, 5 mm y 4 mm con partículas de óxido de alúmina de 50µm de tamaño durante 10 segundos, a 2 bares de presión y a una distancia del pilar de 1 cm. Una vez arenados los pilares se lavaron en primer lugar con un papel absorbente con acetona y posteriormente con cuba de ultrasonidos con agua destilada durante 15 minutos. Una vez limpiadas y secadas con papel absorbente, las muestras ya estaban listas para poder realizar un nuevo proceso de cementado. Cada vez que realizábamos un proceso de cementado nuevo, previamente se realizaba sobre el pilar un proceso de arenado nuevo.

El proceso de cementado, tracción y tipo de fallo de las 36 muestras fueron los mismos que los que se han descrito en los apartados: 5.4.3., 5.4.4., 5.4.5.

5.5. RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN RESTAURACIONES UNITARIAS CON TERMOCICLADO (Estudio 4)

5.5.1. Preparación de las restauraciones unitarias.

Se utilizaron un total de 36 implantes de conexión interna Natura (Euroteknika, Sallanches, Francia) de plataforma estándar de \varnothing 4 y 12 mm de longitud (figuras 5.100 y 5.101).



Fig. 5.100: Vista desde apical del implante Euroteknika Natura.
Fig. 5.101: Vista frontal del implante Euroteknika Natura.

Se colocaron cada uno de estos implantes en cubos de metacrilato de 20 mm de alto y 20 mm de ancho siguiendo el protocolo de fresado que recomienda la casa comercial para hueso tipo 1 (figura 5.102).



Fig. 5.102: Secuencia de fresas utilizadas para la colocación del implante..

Una vez creado el lecho (figura 5.103), se prosiguió a colocar una gota de cianoacrilato Superglue-3 (Loctite, Henkel, Dülsseldorf, Alemania) (figura 5.104) y se procedió a la colocación del implante con llave de torque manual CCC 120 y CPI 190 (Euroteknika, Sallanches, Francia) (figura 5.105).

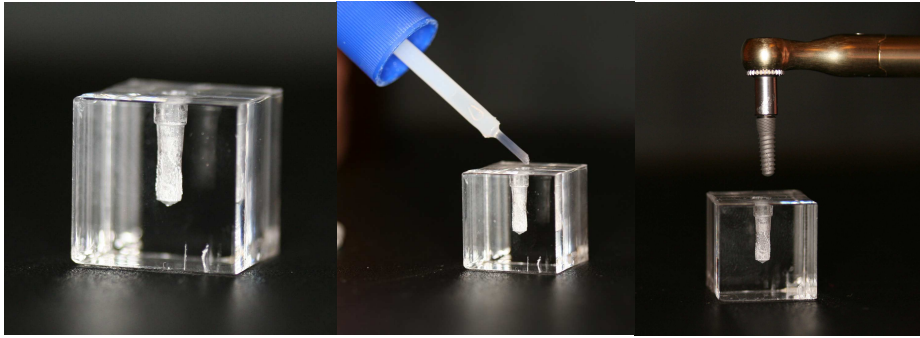


Fig. 5.103: Detalle de la preparación del lecho.

Fig. 5.104: Colocación del cianocrilato en el lecho creado.

Fig. 5.105: Colocación del implante Euroteknika Natura en el cubo de metacrilato.

Sobre cada implante se atornilló un pilar recto de 6° de angulación por lado (12° en total) de titanio de grado V NPS PAD51.16 (Euroteknika, Sallanches, Francia) (figura 5.106). Se utilizó un tornillo de titanio de grado V NVP 4X, (Euroteknika, Sallanches, Francia) de 10 mm de longitud y cabeza hexagonal con un destornillador hexagonal CCL HE 12 22 (Euroteknika, Sallanches, Francia) para unir ambas estructuras. Con la llave de torque CCC 35 (Euroteknika, Sallanches Francia) se apretó el tornillo a 35 N/cm (según recomendaciones del fabricante) (figura 5.107). A diferencia del estudio 3, en este estudio no se realizó el microfresado de los pilares a 12°, ya que para este tipo de implante, el pilar que se colocó ya presentaba la conicidad deseada de 12° (6° por lado).



Fig. 5.106: Pilar para prótesis cementada de titanio de 12° de conicidad.

Fig. 5.107: Llave manual de torque.

Una vez atornillados los 36 pilares se procedió con una sonda periodontal (figura 5.108) a marcar la altura de 6 mm (figura 5.109). Se tomó como referencia 0 mm el margen del pilar, una vez marcada la altura deseada

de 6 mm, se procedió a cortar cada uno de los 36 pilares en altura con discos de carbonato de silicio de 22 mm de diámetro 130-512-00 (Dentaurum, Ispringen, Alemania) (figura 5.110).

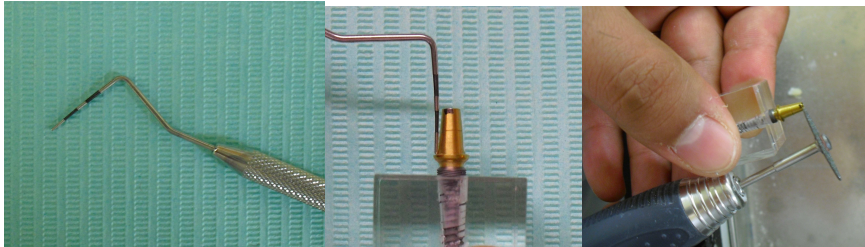


Fig. 5.108: Sonda periodontal para medir la altura del pilar.
Fig. 5.109: Detalle de cómo se marca el pilar a la altura de 6 mm.
Fig. 5.110: Preparación del pilar en altura.

Las chimeneas de emergencia de los tornillos que unían el pilar al implante fueron obturadas con cemento de obturación provisional compuesto por una mezcla de materiales sintéticos (óxido de zinc, sulfato de calcio, glicolacetato, polivinilacetato y trietanolamina) y libre de eugenol Cavit™ W (3M ESPE, Seefeld, Alemania) (figuras 5.111 y 5.112).



Fig. 5.111: Material de obturación de la chimenea del pilar.
Fig. 5.112: Obturación de la chimenea del pilar.

Una vez preparados los pilares a las alturas de 6 mm se procedió a la confección de 36 cofias de cromo-cobalto.

Previa a la confección de las cofias se pintó la superficie del pilar con una doble capa de laca espaciadora roja Durolan (DFS Diamon, Riedenburg, Alemania) de 10 μm de espesor (figuras 5.113 y 5.114).

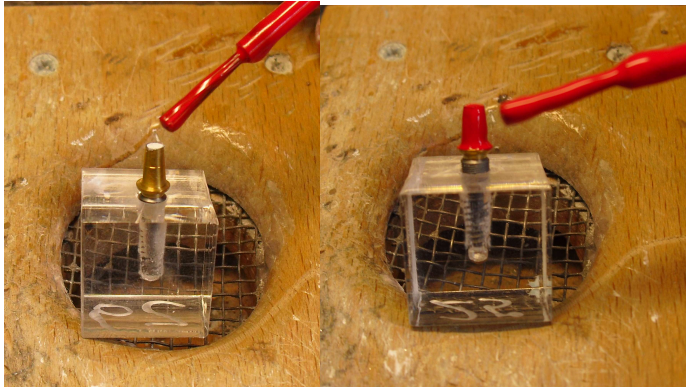


Fig. 5.113: Pilar antes de ser pintado con la laca espaciadora.
Fig. 5.114: Pilar después de ser pintado con la laca espaciadora.

Una vez pintados los 36 pilares, se procedió al encerado de las cofias y a la correspondiente colocación del *loop* (figura 5.115).



Fig. 5.115: Cofia encerada para la confección en cromo-cobalto.

Posteriormente se procedió a la realización de las cofias coladas de cromo-cobalto (Metalloy CC, Neuchâtel, Suiza) (figura 5.116) cuya aleación estaba dotada de un 61,5% de Co y un 27,5% de Cr con la técnica convencional de la cera perdida.

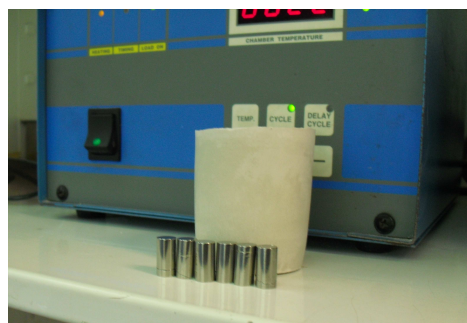


Fig. 5.116: Cromo-cobalto utilizado para el proceso de colado.

Sobre las 36 cofias, se les enceró en la misma fase un *loop* en la parte oclusal de la cofia, sobre el que se realizaron las pruebas de tracción (figuras 5.117, 5.118, 5.119 y 5.120).

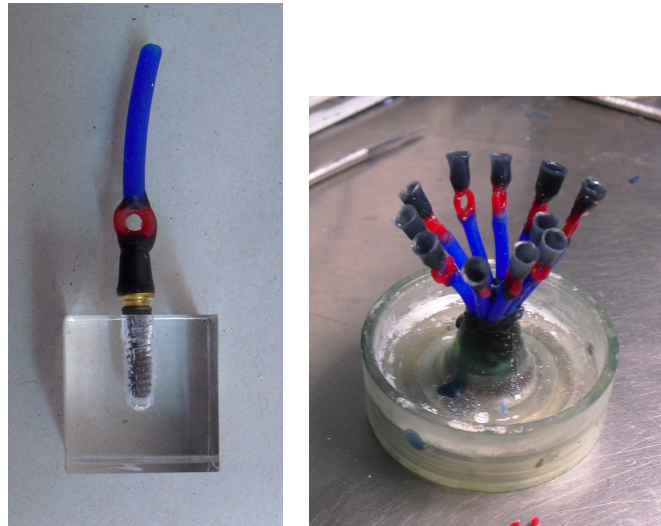


Fig. 5.117: Detalle del encerado de las cofias con su *loop*.
Fig. 5.118: Conjunto de cofias enceradas listas para colar.



Fig. 5.119: Proceso de colado de las cofias en el laboratorio.
Fig. 5.120: Secuencia de confección de una cofia de cromo-cobalto.

Antes de empezar a trabajar se limpiaron los pilares con acetona (Acetone, EMD™, USA) y en baño de ultrasonidos para eliminar los restos de polvo y metal de las superficies de los pilares. Pevio a la realización del cementado, se procedió a enumerar cada una de las muestras tanto en la base de metracrilato como en la corona de cromo-cobalto (figura 5.121).

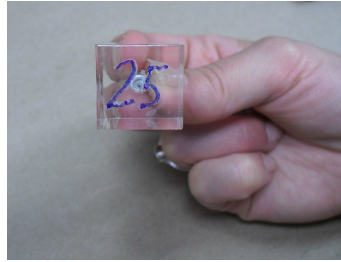


Fig. 5.121: Detalle de la enumeración de las muestras.

Realizado la enumeración de las muestras (base y corona), se realizó, en la parte inferior del cilindro, un orificio para poder colocar un tornillo pasante y poder sujetar la muestra a la base de la máquina donde realizamos los test de tensión.

La realización del orificio de sujeción fue el último paso previo al proceso de cementado, quedando listas para realizar el proceso de cementado (figura 5.122).



Fig. 5.122: Las 36 muestras listas para realizar el estudio 4.

5.5.2. Cálculo del área de los pilares.

Al tratarse de pilares mecanizados preparados a 6° y en los que sólo se modificó la altura del pilar para obtener una altura de 6 mm, se calculó el área de uno de los pilares. Se consideró el pilar como un cuerpo sólido (figura 5.123). Se procedió al registro de 1 medición del diámetro de la zona inferior del pilar, donde se encontraba el margen donde apoyaba la restauración, 1

medición del diámetro de la zona superior y un registros de altura alrededor de todo el pilar.

El área de cada pilar se calculó a partir de la fórmula:

$$\text{Área total} = A_1 + A_2$$

Siendo:

$$A_1 = \pi (r_1 + r_2) \sqrt{h^2 + (r_1 + r_2)^2}$$

$$A_2 = \pi (r_2)^2$$

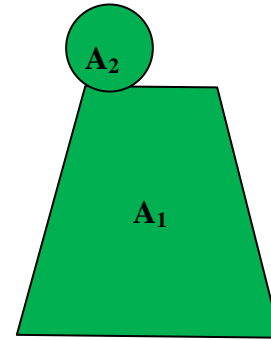


Fig. 5.123: Esquema del pilar de titanio.

Donde:

A_1 = Área de las paredes del especimen en mm^2 .

A_2 = Área de la superficie oclusal en mm^2 .

r_1 = Radio de la base.

r_2 = Radio de la superficie oclusal.

h = Altura del especimen.

5.5.3. Proceso de cementado.

Antes de empezar el proceso de cementado se dividieron las 36 muestras en 3 grupos iguales (uno para cada cemento) de 12 muestras cada uno. A cada grupo se le asignó un cemento distinto. Para el proceso de cementado se siguió el protocolo que recomienda el fabricante para cada cemento. Se preparó el cemento a la temperatura ambiente del laboratorio (23°C) y se cementaron las restauraciones con una presión constante de cementado de 5 kg durante un tiempo de 10 minutos siguiendo el protocolo establecido por la ADA (ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000) (ISO 9917). Se realizó el cementado de las 36 muestras de manera individual y sin reutilización de los especímenes. Una vez mezclado el cemento se procedió a colocarlo en la corona de cromo-cobalto y posteriormente se cementó al pilar, cerciorándonos de que quedara

correctamente asentado. Una vez comprobado, se colocó la muestra en un dispositivo específicamente diseñado para el cementado.

Los excesos de cemento fueron retirados mediante de una cureta metálica Columbia 4R/4L (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, USA). Una vez cementadas las muestras, se dejaron en un ambiente de humedad del 100% a 37° C durante 18 horas (figuras 5.124 y 5.125).

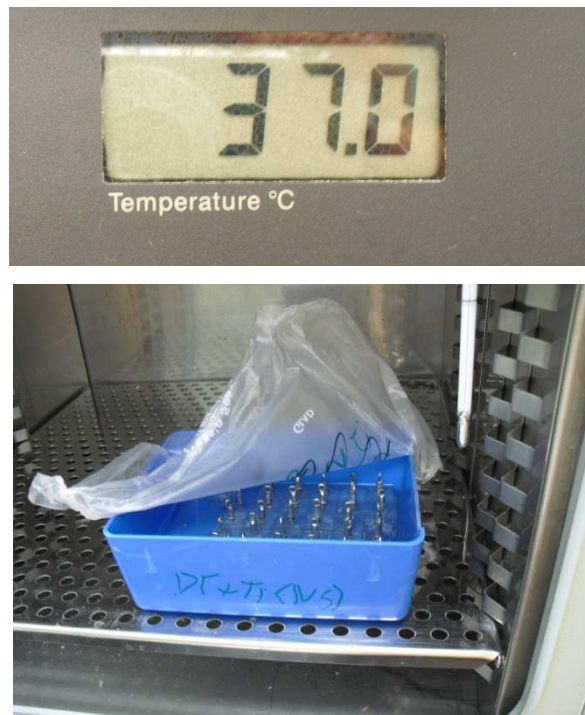


Fig. 5.124: Termómetro indicador de la temperatura del horno.
Fig. 5.125: Detalle de las muestras en el horno.

5.5.4. Termociclado.

Transcurridas las 18 horas, se procedió a realizar el termociclado de los 36 especímenes (figura 5.126) mediante la máquina de termociclado Sabri Dental thermocycling system (Sabri Dental Enterprises, Downers Grove, Illinois, USA) (figuras 5.127), con la finalidad de simular el envejecimiento de los cementos.



Fig. 5.126: Colocación de las muestras en la cesta para poder ser termocicladas.

Las 36 muestras se termociclaron entre 5° y 55° durante 2000 ciclos (30 segundos en cada baño) (figura 5.128).



Fig. 5.127: Máquina de termociclado.
Fig. 5.128: Movimiento de las muestras entre los dos baños.

5.5.5. Pruebas de tracción.

Las muestras se probaron bajo tensión mediante una máquina universal (Dillon, Quantrol™, Brooklyn, USA) (figura 5.129) con una célula de tracción de 1000N (Dillon, Quantrol™, Brooklyn, USA). La velocidad de tracción constante uniaxial fue de 5 mm/min (figura 5.130). Se utilizó el software Emperor v.1.11-017 (Mecmesin, Horsham, UK), para registrar cada uno de los experimentos de tracción.

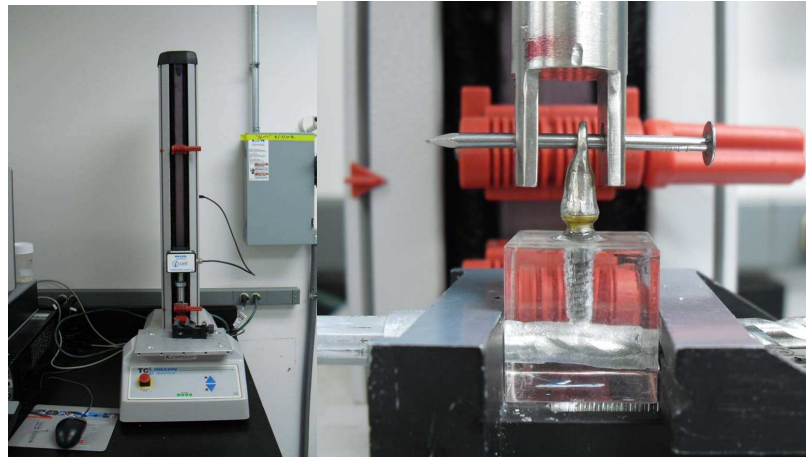


Fig. 5.129: Máquina para realizar las pruebas de tracción.
Fig. 5.130: Detalle del ensamblaje de la muestra a la pinza de tracción.

La fuerza necesaria para descementar las restauraciones unitarias fue anotada. La resistencia a la tracción se expresó en MPa y se calculó dividiendo la fuerza necesaria para descementar la muestra (en Newtons) y el área del espécimen en mm² calculada tal y como se indica en el apartado 5.5.2.

5.5.6. Evaluación del tipo de fallo.

Realizados los experimentos de tracción, las muestras se observaron mediante microscopio óptico para determinar el modo de fracaso a partir de una fotografía realizada por el mismo microscopio y procesada mediante el programa Spot Imaging Software (Diagnostic Instruments. Inc, Sterling Heights, Michigan, USA). Se realizaron fotografías de dos caras opuestas del pilar, designándolas cara A y cara B. Para observar el tipo de fallo del cemento se realizó de forma cualitativa. Sobre la fotografía realizada con el microscopio óptico, se establecieron dos ejes perpendiculares en cada una de las caras de los pilares, dividiendo cada cara del pilar en 4 partes, pudiendo determinar el porcentaje de cemento remanente en cada cara del pilar. Cada cuadrante del pilar representaba un 12.5% de superficie del pilar, obteniendo una superficie de evaluación del 50% en cada cara del pilar (figuras 5.131 y 5.132).

Se establecieron 4 grupos en función del cemento remanente en ambas caras del pilar y en función del tipo de fallo observado:

Grupo 1. Fallo adhesivo a la corona: Cuando más del 75% del cemento quedaba en el pilar.

Grupo 2. Fallo adhesivo al pilar. Cuando más del 75% del cemento quedaba en la corona.

Grupo 3. Fallo adhesivo pilar-corona. Cuando quedaba cemento en pilar y corona.

Grupo 4. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.

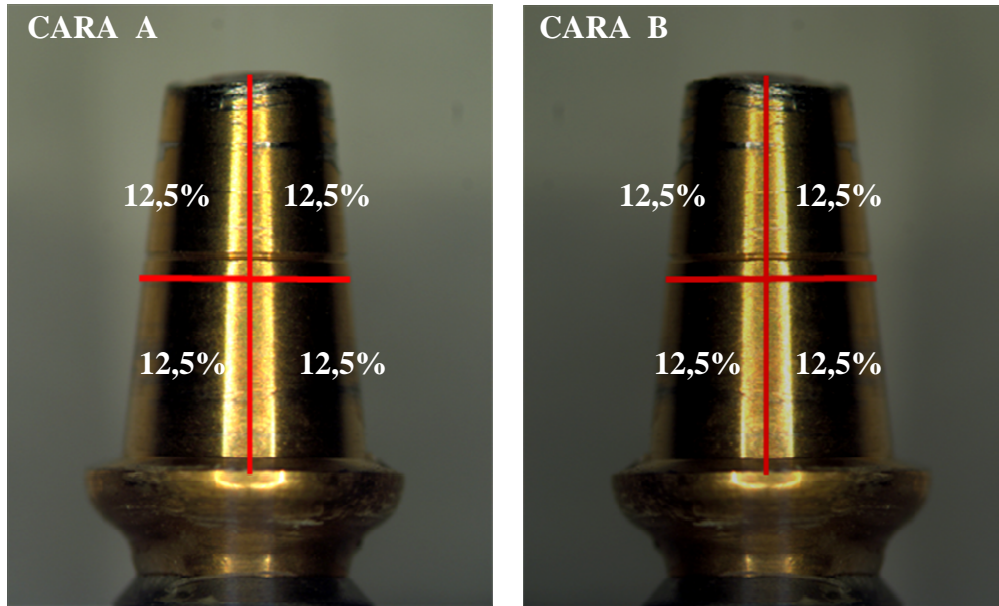


Fig. 5.131: Cara A del pilar con la división para el análisis del tipo de fallo.
Fig. 5.132: Cara B del pilar con la división para el análisis del tipo de fallo.

5.5.7. Arenado de los pilares de titanio.

Una vez hechas las pruebas de tracción con la superficie del pilar sin tratar, se procedió a arenar los pilares de 6 mm con partículas de óxido de alúmina de 50 μ m de tamaño durante 10 segundos a 2 bares de presión y a una distancia del pilar de 1 cm (figuras 5.133, 5.134 y 5.135).



Fig. 5.133: Aspecto del pilar antes del arenado.
Fig. 5.134: Proceso de arenado de los pilares.
Fig. 5.135: Aspecto del pilar después del arenado.

Una vez arenados los pilares se lavaron con agua destilada con ultrasonidos durante 15 minutos. Una vez limpias y secadas con papel absorbente, las muestras ya estaban listas para poder realizar un nuevo proceso de cementado.

El proceso de cementado, termociclado, tracción y tipo de fallo de las 36 muestras fueron los mismos que los que se han descrito en los apartados: 5.5.3., 5.5.4., 5.5.5., 5.5.6.

5.6. ESTUDIO PILOTO CON METAL PRIMER

5.6.1. Preparación de las muestras.

Para proceder a realizar el estudio piloto con un *primer* de metal (figura 5.136), Metal/Zirconia Primer (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Liechtenstein). Se realizaron 36 muestras nuevas, siguiendo la misma secuencia de obtención de muestras que en el estudio 1 y 2.



Fig. 5.136: Primer utilizado para realizar la prueba piloto.

A partir de la barra de titanio de grado V, se procedió a realizar cortes seccionales mediante una máquina de corte de precisión Isomet® (Buehler, Düsseldorf, Alemania) con un disco de diamante de 15,2 cm x 0.5 mm de grosor (Buehler, Düsseldorf, Alemania). Los cortes se realizaron con irrigación constante de una mezcla de agua corriente y aceite Isocut® Plus (Buehler, Düsseldorf, Alemania) hasta alcanzar un total de 24 cilindros de 10 mm de diámetro y 2 mm de altura.

. Los cortes se realizaron con irrigación constante de una mezcla de agua corriente y aceite Isocut® (Buehler, Düsseldorf, Alemania) hasta alcanzar un total de 24 cilindros de 10 mm de diámetro y 2 mm de altura. Los 24 discos fueron divididos en 2 grupos:

- 12 discos arenados mediante partículas de óxido de alúmina de 50 μm .
- 12 discos sin arenar.

Posteriormente se procedió a realizar 12 copias de los discos de titanio mediante silicona de adición fluida, de dos componentes para duplicados de precisión Duplifix® (Protechno, Vilamalla, España) con la finalidad de obtener 12 cilindros de cromo-cobalto Metalloy CC (Metalordental®,

Neuchâtel, Suiza). Esta aleación está compuesta de un 61,5% de Co, un 27,5% de Cr, 8,6% de W y 1,3 % de Si. Se realizó el colado de las muestras mediante la técnica convencional de la cera perdida y jito directo.

Se realizaron un total de 36 discos, 24 de titanio de grado V y 12 de cromo-cobalto. Cada uno de estos discos se montaron en cilindros de resina acrílica Bosworth Fastray® (Bosworth Company, Skokie, Illinois, USA). Estos cilindros de resina fueron confeccionados mediante un molde específicamente diseñado para montar las muestras del test del Shear Bond Strength (Ultradent Products, inc, South Jordan, Utah, USA). Este molde consta de 15 orificios circulares, uno para cada muestra. Se colocó vaselina en las paredes de estos orificios y se selló la base del molde con cinta adhesiva.

Cada disco de titanio se colocó en el centro de cada uno de los orificios, pegado a la cinta adhesiva, y se procedió a la preparación de la resina acrílica.

La resina se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante. Se mezcló, bajo la campana extractora, una medida de polvo con 12 ml de líquido. Se colocó la resina en cada uno de los orificios, cubriendo totalmente los discos y hasta el borde superior del molde (figura 5.137).

Pasados 15 minutos del relleno del último cilindro se sumergió el molde en agua fría durante 10 minutos. Se retiró la cinta adhesiva y se procedió a retirar las muestras.

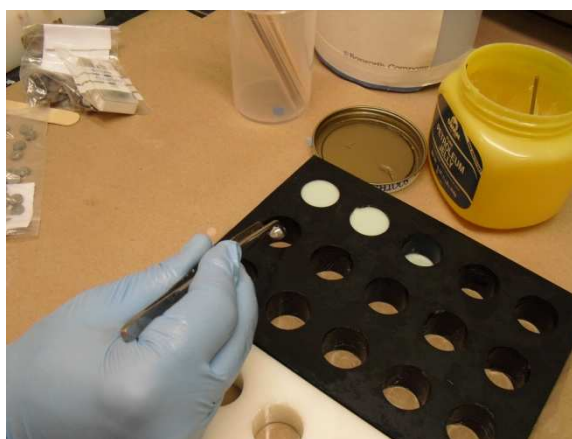


Fig. 5.137: Preparación de las muestras para realizar el test de *shear bond strength*.

La base de las muestras fue pulida mediante la recortadora 3C (Whip mix®, Louisville, Kentucky, USA) con un disco de diamante. La superficie

donde se encontraba el disco fue pulida mediante la máquina de pulir Handimet® 2 Roll grinder (Buehler, Dülsseldorf, Alemania) con papel carburo de silicio de grano P-280, P-400, P-800 y P-1200. El pulido se realizó de manera unidireccional, primero con el papel de grano grueso P-280 (52 μm). Después, cambiando de dirección 45° con el de grano medio P-400 (35 μm). A continuación, y volviendo a cambiar de dirección, con el de grano fino P-800 (22 μm) y finalmente, y en las dos direcciones, se realizó un refinado final P-1200 (14 μm) (figura 5.138).

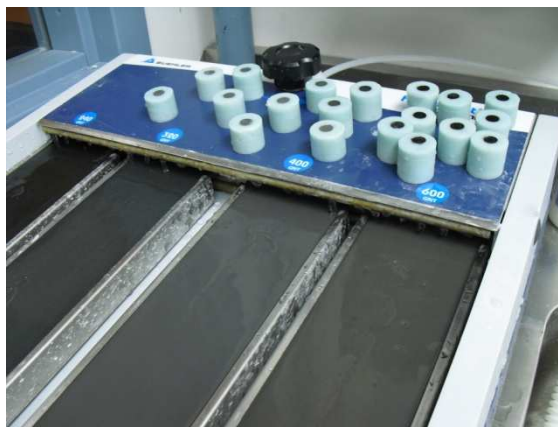


Fig. 5.138: Detalle de las muestras antes de ser pulidas

Una vez pulidas las 36 muestras (24 de Ti y 12 de CrCo) se procedió a arenar las 12 muestras de CrCo y 12 de las 24 muestras de Ti, quedando definidos 3 grupos (n=12):

- 12 discos de Cromo-Cobalto
- 12 discos de Ti
- 12 discos de Ti arenado.

Una vez preparadas las muestras, se procedió a colocar el Metal/Zirconia Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) sobre cada una de los especímenes siguiendo las especificaciones del fabricante para la preparación de metales. (figuras 5.139, 5.140 y 5.141).

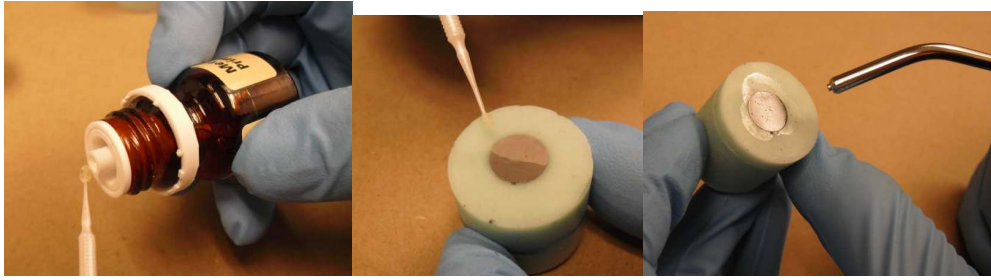


Fig. 5.139: Colocación del *primer* en el aplicador.
Fig. 5.140: Colocación del *primer* en el disco.
Fig. 5.141: Aireado de la muestra una vez colocado el *primer*.

5.6.2. Proceso de cementado.

Las muestras se sujetaron de manera segura a un soporte especialmente diseñado para realizar el *shear bond strength* (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) (figura 5.142) con un molde cilíndrico (3mm x 2,38mm). Las muestras se colocaron de manera que el molde quedara sobre un extremo del disco, y no en el centro, para poder alojar los 3 agentes cementantes a evaluar.

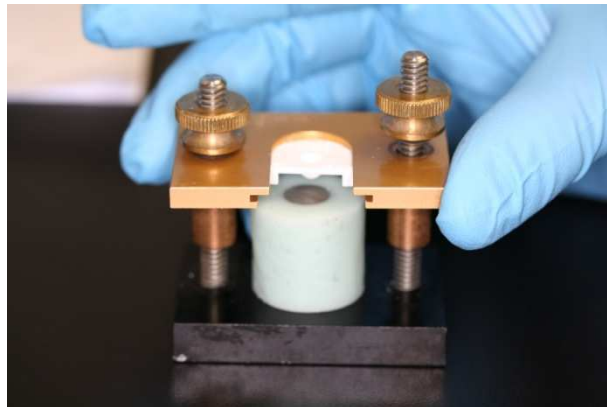


Fig. 5.142: Colocación de las muestras en el dispositivo de cementado.

Se rellenó cada molde con cada uno de los cementos preparados siguiendo las instrucciones del fabricante. Para permitir el fraguado del cemento se dejó la muestra entera durante 1 hora antes de retirar el soporte (figuras 5.143 y 5.144).

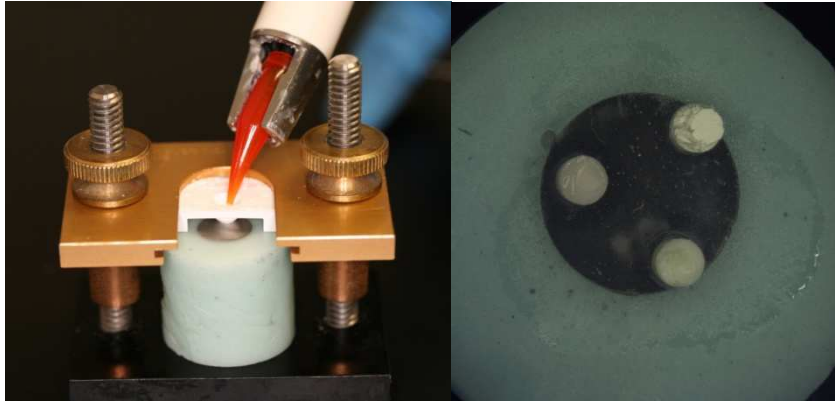


Fig. 5.143: Cementado del primer agente cementante.

Fig. 5.144: Detalle de los tres agentes cementantes ya colocados en la muestra.

Antes de realizar las pruebas de adhesión, los especímenes, con los tres cementos, fueron colocados en condiciones de humedad al 100% y a 37°C durante 18 horas (figuras 5.145 y 5.146)

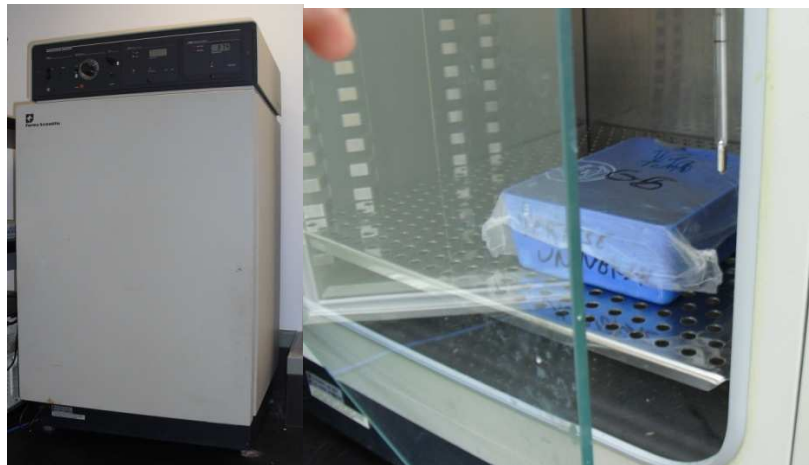


Fig. 5.145: Horno en el que se guardaron las muestras 18 horas.

Fig. 5.146: Retirada de las muestras una vez transcurrido el tiempo de espera.

5.6.3. Test de *shear bond strength*.

El *Shear bond strength* se evaluó mediante la realización de las pruebas de adhesión por medio de la máquina *Shear Bond Strength Testing Machine* (Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA). La velocidad fue de 1 mm/min, siguiendo las recomendaciones del fabricante.

Las muestras se colocaron sobre un soporte expresamente diseñado para realizar dichas pruebas de tracción (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, USA) (figura 5.147) .

Cada uno de los soportes se colocó en la base de la máquina. Se comprobó que estuvieran colocados perpendicularmente a la fuerza de descementado y que el cilindro de cemento quedara encajado en el dispositivo de sección semicircular encargado de realizar el descementado (figura 5.148 y 5.149).

La fuerza necesaria para descementar las muestras fue anotada. La resistencia a la adhesión se expresó en MPa y se calculó dividiendo la fuerza necesaria para descementar la muestra (en Newtons) y el área del espécimen en mm².

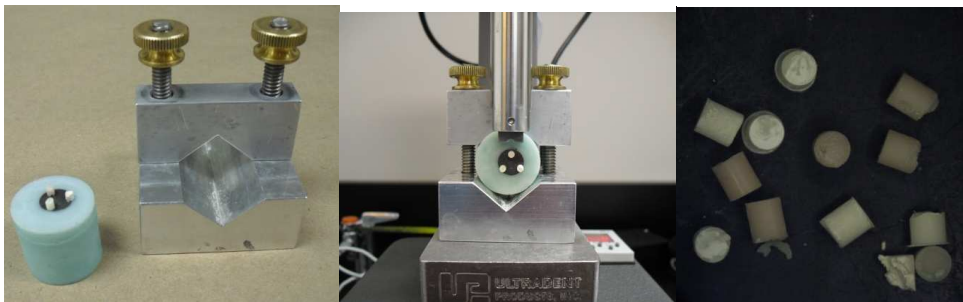


Fig. 5.147: Muestra a punto de ser colocada en el dispositivo de agarre para realizar el test de cizalla.

Fig. 5.148: Muestra preparada para realizar el test.

Fig. 5.149: Detalle de los fragmentos de cemento recogidos después de los test.

5.6.4. Tipo de fallo.

Realizados los experimentos de *shear bond strength*, las muestras se observaron mediante microscopio óptico para determinar el modo de fracaso. Se realizaron fotografías de los 36 discos. Para observar el tipo de fracaso del cemento se realizó, por un sólo operador, de forma cualitativa, para determinar el porcentaje de cemento remanente en los discos (figura 5.150).

- Para los discos de titanio sin arenar:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Ti no arenado: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Ti.
 - Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.
- Para los discos de titanio arenado:
 - Grupo 1. Fallo adhesivo al Ti arenado: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Ti.

-Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.

- Para los discos de cromo-cobalto:

-Grupo 1. Fallo adhesivo al Cr-Co: Cuando menos del 25% del cemento quedaba en la superficie de Cr-Co.

-Grupo 2. Fallo cohesivo. Cuando existía una fractura del cemento.

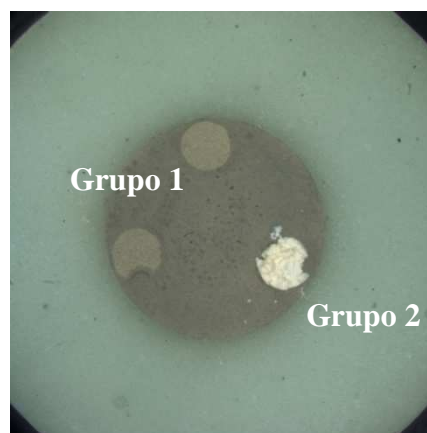


Fig. 5.150: Fotografía al microscopio óptico para la valoración del tipo de fallo.

5.7. Preparación de las muestras para SEM.

5.7.1. Preparación de los cementos.

Para observar los cementos para SEM se utilizaron tres muestras, una para cada tipo de cemento. Se prepararon cada uno de los tres cementos evaluados mediante un soporte circular (figura 5.151). Una vez fraguados los tres cementos se procedió a embeberlos en resina (figura 5.152) y pasadas 24 horas, se procedió a metalizar los tres cementos (figura 5.153). Posteriormente se les colocó una cinta de oro para poder realizar las observaciones a nivel del microscopio electrónico.



Fig. 5.151: Colocación del cemento en el soporte circular.

Fig. 5.152: Cemento embebido en resina después de 24 horas..

Fig. 5.153: Máquina de metalizar.

5.7.2. Preparación de las superficies.

Para observar las tres superficies evaluadas (titanio, titanio arenado y cromo-cobalto) para microscopia electrónica se procedió a montar tres muestras nuevas con los soportes diseñados para realizar los estudios de *shear bond strength* (estudio 1 y 2). Una vez preparadas las muestras se procedió a metalizarlas (figura 5.154) y posteriormente se les colocó una cinta de oro para poder ser observadas con microscopio electrónico (figuras 5.155 y 5.156).



Fig. 5.154: Metalización de las muestras.

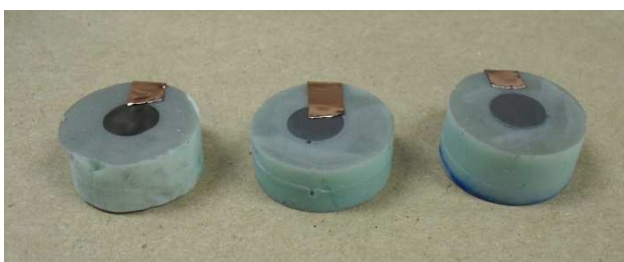


Fig. 5.155: Colocación de la cinta de oro para poder ser observadas al SEM.



Fig. 5.156: Microscopio electrónico utilizado.

5.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se analizaron los datos mediante el software StatGraphics Plus 5.1. La significación estadística se situó en $P < 0.05$ y el intervalo de confianza se estimó en un 95%.

Para realizar la comparación de las diferentes variables en función de la fuerza de adhesión (estudios 1, 2 y 5) y la fuerza de retención (estudios 2 y 3), se realizó mediante el análisis de varianza o ANOVA (del inglés: analysis of variance).

Los análisis ANOVA son procedimientos estadísticos en los que se determina el grado de significancia de las diferencias cuantitativas de diversos grupos de datos. Se llama variable dependiente a la variable cuantitativa (en este estudio: fuerza de adhesión y fuerza de retención) y variable independiente o factor a la variable categórica (en el presente estudio: tipo de cemento, material, altura, textura superficial y envejecimiento).

En los casos en los que se relacionaba un único factor se procedió a realizar un ANOVA simple, mientras que en los casos en los que se relacionaban más de un factor se realizó mediante una ANOVA factorial de comparaciones múltiples (comparaciones 2 a 2), con un máximo orden de interacción de 2. Se realizó para poder observar la interacción y relación entre factores para poder determinar la presencia de interferencias.

Dentro del análisis de ANOVA se procedió a analizar el contraste múltiple de rangos para realizar un procedimiento de comparación múltiple y determinar las medias que eran significativamente diferentes unas de las otras. El método utilizado para discernir entre las medias fue el procedimiento de Scheffe de comparaciones múltiples. Este método compara las medias dos a dos de la muestra y detecta qué pares de medias son significativamente distintas. Este método minimiza el error tipo I (rechazar hipótesis nula siendo esta cierta) y por lo tanto se trata de un método muy conservador.

Para el análisis de la variable tipo de fallo en cada uno de los 5 estudios, se procedió a analizarse mediante una descripción de datos cualitativos por medio de una tabulación cruzada. Para este tipo de variables se procedió a analizarlas mediante el contraste de Chi-cuadrado. Este test se realizó para

determinar si se rechazaba o no la idea de que cada tipo de fallo y cemento eran independientes, determinándolo para cada caso en particular.

6. ANÁLISIS DE DATOS Y RESULTADOS

Después de realizar el análisis estadístico explicado en el apartado 5.8, se procedió a continuación a detallar los resultados obtenidos en cada estudio, así como la relación entre estudios.

6.1. SHEAR BOND STRENGTH SIN TERMOCICLAR (Estudio 1).

En este estudio se realizó el test de shear bond strength para cada uno de los cementos evaluados (DT, RT, DC). Se analizó cada uno de ellos a nivel de adhesión en las tres superficies (titanio pulido, titanio arenado y cromocobalto), asimismo se observó el tipo de fallo de cada test realizado. Los resultados obtenidos en el estudio 1 se presentan a continuación.

Se realizaron un total de 108 test, 36 para cada cemento, realizando 12 test para cada una de las superficies estudiadas.

Al analizar los valores de adhesión para cada tipo de cemento se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,0001$) a nivel de fuerza de adhesión entre los tres tipos de cementos (figura 6.1). El cemento DC fue el que presentó los valores más altos de adhesión, seguido del cemento DT. El cemento RT fue el que presentó los valores más bajos de adhesión.

Fuerza de adhesión para cada tipo de cemento

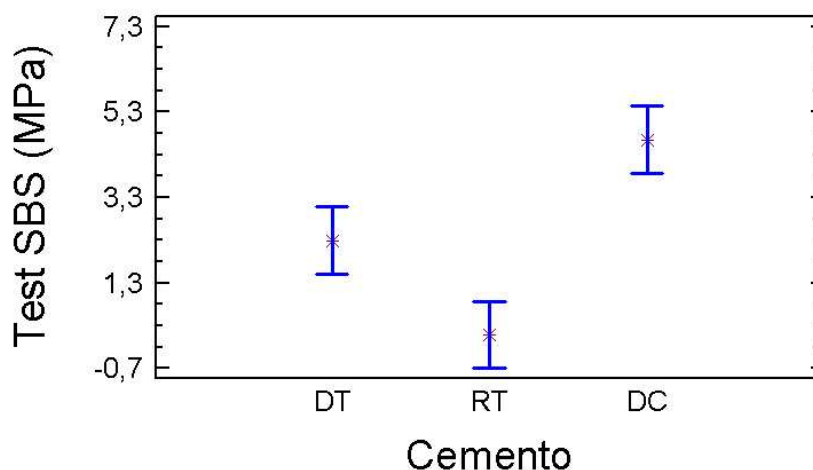


Fig 6.1: Valores de adhesión de cada uno de los cementos testados.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que los tres cementos eran grupos no homogéneos, dado que entre los tres cementos existían diferencias significativas (tabla 6.1).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	36	0,0833333	0,394254	X
DT	36	2,29167	0,394254	X
DC	36	4,65	0,394254	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT - RT	*2,20833	1,38446
DT - DC	*-2,35833	1,38446
RT - DC	*-4,56667	1,38446

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.1: Test de Sheffee para el análisis de adhesión de cada cemento.

Al analizar los valores de adhesión para cada tipo de material se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,0004$) a nivel de fuerza de adhesión entre los tres tipos de materiales (figura 6.2). El material Cr-Co presentó los valores de adhesión más altos, seguido del material Ti pulido. El material Ti arenado obtuvo los valores más bajos de adhesión.

Fuerza de adhesión para cada tipo de material

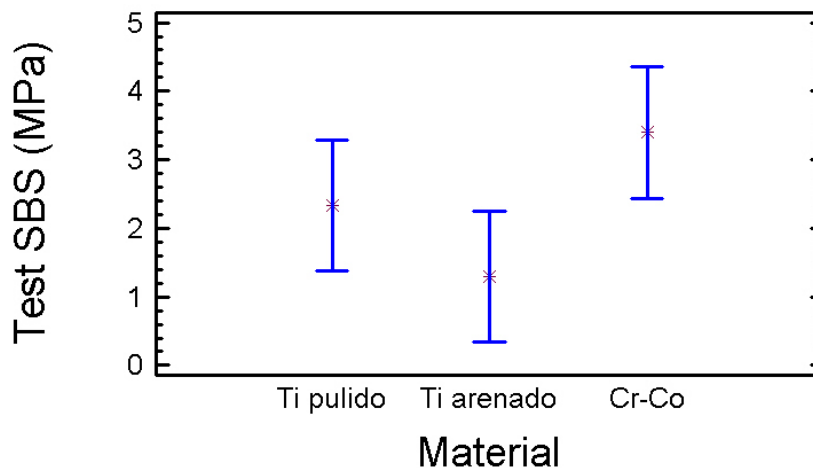


Fig 6.2: Valores de adhesión de cada uno de los materiales testados.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los materiales titanio pulido-titanio arenado y titanio pulido-cromo-cobalto no existían diferencias significativas, y en consecuencia, se

consideraron grupos homogéneos. La relación titanio arenado-cromo-cobalto nos indicó diferencias significativas y, por lo tanto, se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.2).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según MATERIAL

MATERIAL	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Ti arenado	36	1,29722	0,483505	X
Ti pulido	36	2,33056	0,483505	XX
Cr-Co	36	3,39722	0,483505	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
Ti pulido - Ti arenado	1,03333	1,69788
Ti pulido - Cr-Co	-1,06667	1,69788
Ti arenado - Cr-Co	*-2,1	1,69788

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.2: Test de Sheffee para el análisis de adhesión de cada material.

Al analizar el comportamiento de la adhesión de cada uno de los cementos estudiados y cada uno de los materiales empleados se observó que existían diferencias significativas ($p=0,0392$) (figura 6.3)

Fuerza de adhesión para cada cemento y material

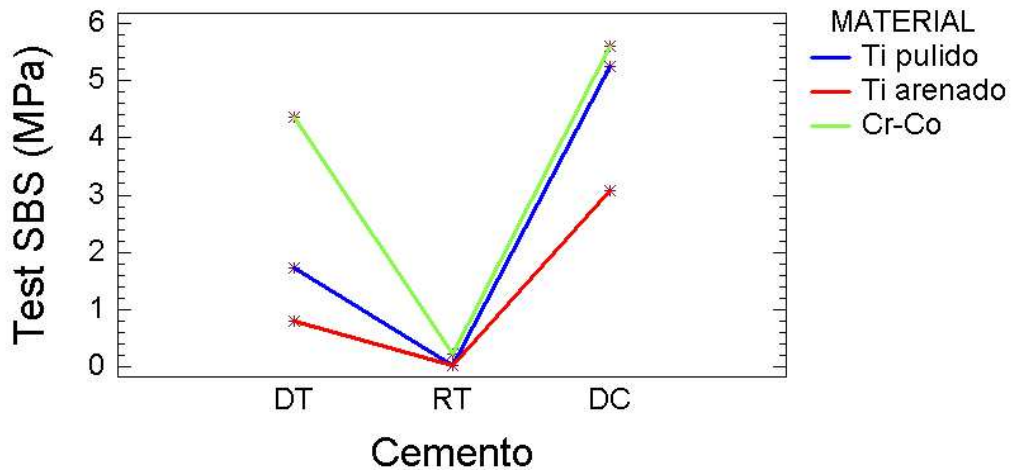


Fig 6.3: Valores de adhesión en la interacción cemento-material al realizar los test de shear bond.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los cementos y los materiales existían diferencias

significativas y, por lo tanto, se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.3).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	36	0,0833333	0,359049	X
DT	36	2,29167	0,359049	X
DC	36	4,65	0,359049	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT- RT			*2,20833	1,26194
DT- DC			*-2,35833	1,26194
RT- DC			*-4,56667	1,26194

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.3: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento y para cada material.

En la tabla 6.4 se ilustran cada uno de los p-valores que existen entre los agentes cementantes: DT, RT y DC y para cada material. Se indican los valores medios de adhesión expresados en Mpa y la desviación estándar de cada uno de ellos.

Cemento \ Material	DT	RT	DC	p-valor
Ti pulido	1,725 ± 1,711	0,017 ± 0,038	5,251 ± 2,021	0,0001*
Ti arenado	0,783 ± 1,223	0,025 ± 0,087	3,083 ± 3,391	0,0029*
Cr-Co	4,372 ± 2,391	0,212 ± 0,178	5,624 ± 4	0,001*
p-valor	0,001*	0,0003*	0,1342*	

* Indica que existen diferencias significativas.

Tabla 6.4: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.

En el análisis del tipo de fallo se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0021$) para cada caso particular. Las

frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la tabla 6.5 y en la figura 6.4.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DT	33,33%	33,33%	33,33%	0%
RT	36,11%	30,56%	11,10%	22,22%
DC	33,33%	33,33%	33,33%	0%

Tabla 6.5: Incidencia de cada tipo de fallo para cada uno de los cementos.

Tipo de fallo para cada cemento y material

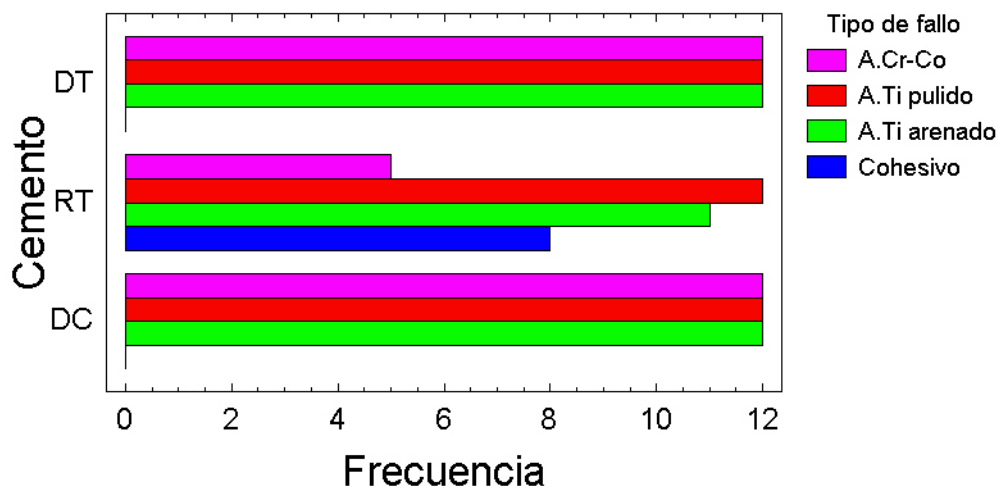


Fig. 6.4: Comparativa del tipo de fallo de cada uno de los cementos estudiados.

6.2. SHEAR BOND STRENGTH CON TERMOCICLADO (Estudio 2)

En este estudio se realizó el test de *shear bond strength* para cada uno de los cementos evaluados (DT, RT, DC) después de realizar el envejecimiento de las muestras mediante un proceso de termociclado. Se analizó cada uno de ellos a nivel de retención en las tres superficies (titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto), asimismo se observó el tipo de fallo de cada test realizado. Los resultados obtenidos en el estudio 2 se presentan a continuación.

Se realizaron un total de 108 test, 36 para cada cemento, realizando 12 test para cada una de las superficies estudiadas.

Al analizar los valores de adhesión para cada tipo de cemento se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,0011$) a nivel de fuerza de adhesión en los tres tipos de cemento (figura 6.5). El cemento DC fue el que presentó los valores más altos de adhesión, seguido del cemento DT. El cemento RT fue el que presentó los valores más bajos de adhesión.

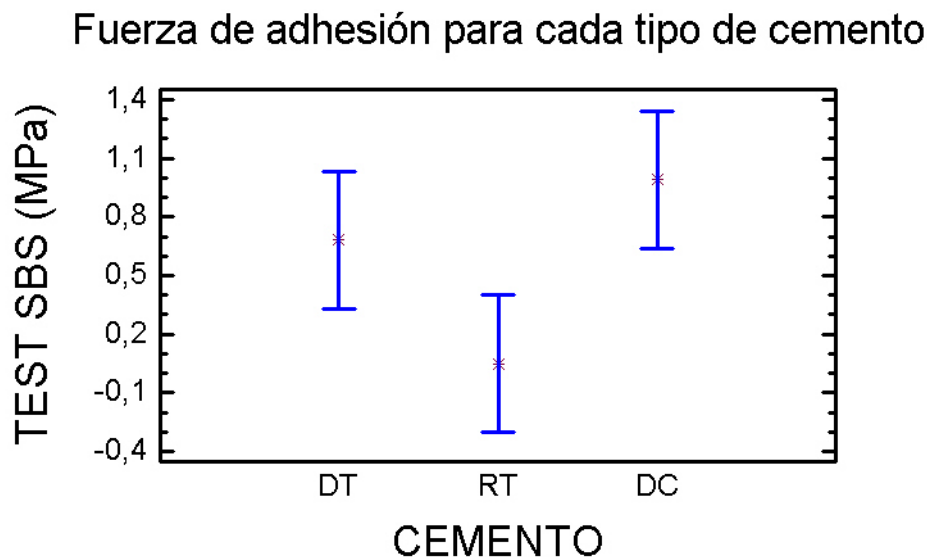


Fig 6.5: Valores de adhesión de cada uno de los cementos testados después del termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que los cementos DT y DC eran grupos homogéneos, no presentando diferencias significativas. La relación entre los cementos DT-RT y

RT-DC presentó diferencias significativas, y por ello se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.6).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	36	0,05	0,177088	X
DT	36	0,680556	0,177088	X
DC	36	0,988889	0,177088	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT - RT	*0,630556	0,621865
DT - DC	-0,308333	0,621865
RT - DC	*-0,938889	0,621865

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.6: Test de Shefee en el análisis de adhesión de cada cemento.

Al analizar los valores de adhesión para cada tipo de material, se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,0016$) a nivel de fuerza de adhesión entre los tres tipos de materiales evaluados (figura 6.6). El material Cr-Co presentó los valores más altos de adhesión, seguido del Ti arenado. El material Ti pulido presentó los valores más bajos de adhesión.

Fuerza de adhesión para cada tipo de MATERIAL

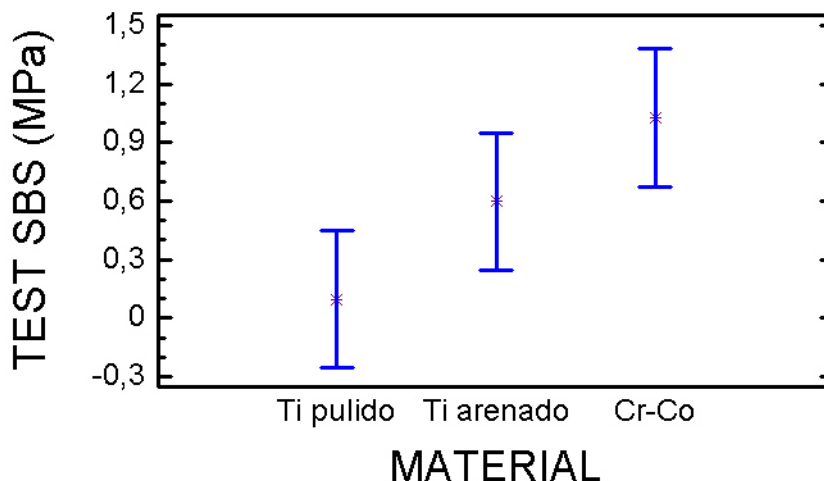


Fig 6.6: Valores de adhesión de cada uno de los materiales testados después del termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que sólo existían diferencias significativas entre los materiales Ti

pulido-Cromo-Cobalto, por tanto se consideraron grupos no homogéneos. Entre los materiales Ti pulido-Ti arenado y Ti arenado-Cromo-Cobalto no encontramos diferencias significativas, por lo que los consideramos grupos homogéneos (tabla 6.7)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según MATERIAL

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
MATERIAL	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Ti pulido	36	0,0972222	0,177808	X
Ti arenado	36	0,597222	0,177808	XX
Cr-Co	36	1,025	0,177808	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
Ti pulido - Ti arenado		-0,5		0,624392
Ti pulido - Cr-Co		*-0,927778		0,624392
Ti arenado - Cr-Co		-0,427778		0,624392

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.7: Test de Shefee en el análisis de adhesión de cada material.

Al analizar el comportamiento de la adhesión para cada agente cementante y material se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,0204$) (figura 6.7).

Fuerza de adhesión para cada cemento y material

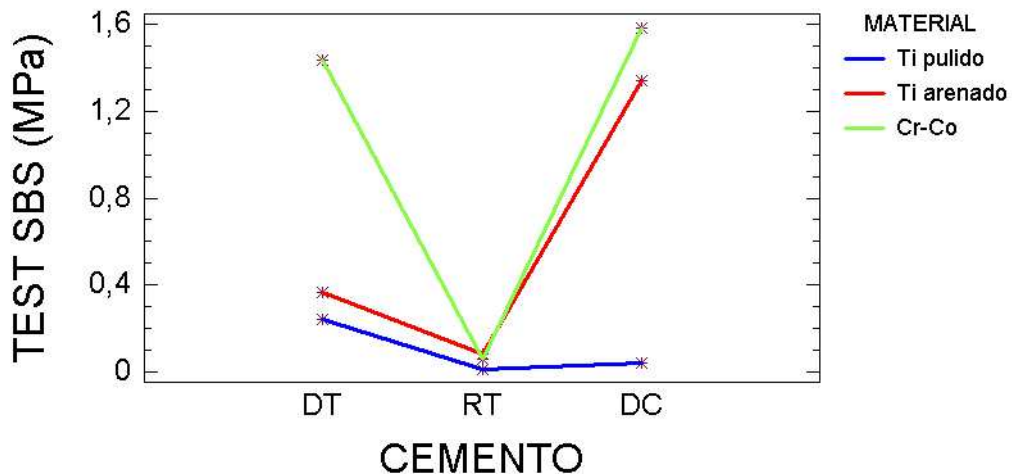


Fig 6.7: Valores de adhesión en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que los cementos DT y DC no presentaban diferencias significativas,

considerándose grupos homogéneos. Sí que existían diferencias significativas entre los cementos RT-DT y RT-DC, por lo que se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.8).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	36	0,05	0,160415	X
DT	36	0,680556	0,160415	X
DC	36	0,988889	0,160415	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT - RT	*0,630556	0,563808
DT - RT	-0,308333	0,563808
RT - DC	*-0,938889	0,563808

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.8: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento y para cada material.

En la tabla 6.9 se ilustran las diferencias que existen entre los tres cementos utilizados para cada material. Se indican los valores medios de adhesión expresados en Mpa y la desviación estándar.

Cemento \ Material	DT	RT	DC	p-valor
Ti pulido	0,241 ± 0,593	0,008 ± 0,021	0,041 ± 0,066	0,216*
Ti arenado	0,484 ± 0,695	0,083 ± 0,023	1,341 ± 1,946	0,037*
Cr-Co	1,433 ± 0,952	0,058 ± 0,079	1,583 ± 1,664	0,0031*
p-valor	0,485*	0,923*	0,006*	

*Indica que existen diferencias significativas.

Tabla 6.9: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.

En el análisis del tipo de fallo se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0025$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen en la tabla 6.10 y la figura 6.8.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DT	33,33%	33,33%	33,33%	0%
RT	25%	19,44%	30,56%	25%
DC	33,33%	33,33%	33,33%	0%

Tabla 6.10: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos después de un proceso de termociclado.

Tipo de fallo para cada cemento y material

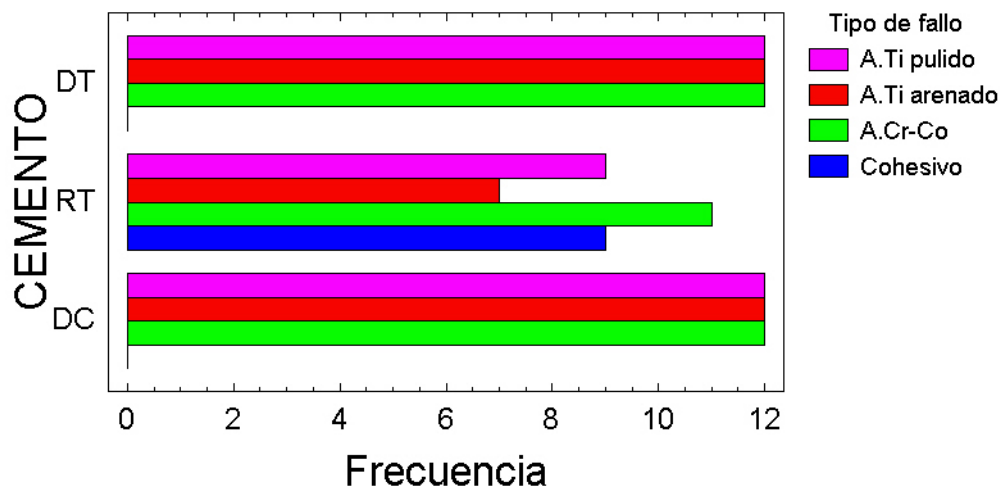


Fig. 6.8: Comparativa del tipo de fallo de cada uno de los cementos estudiados después de un proceso de termociclado.

6.3. INTERACCIÓN EN LA FUERZA DE ADHESIÓN EN EL TEST DE *SHEAR BOND STRENGTH* CON Y SIN TERMOCICLADO (Estudios 1, 2).

En este análisis se compara la afectación del termociclado en la fuerza de adhesión para cada uno de los cementos evaluados (DT, RT, DC). Se compararon cada uno de ellos a nivel de fuerza de adhesión en cada una de las superficies. Asimismo se observó el tipo de fallo que presentaban antes y después del proceso de termociclado. Los resultados obtenidos se presentan a continuación.

6.3.1. Para el cemento DT:

Al analizar los valores de adhesión para el cemento DT, antes y después del termociclado se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0003$) a nivel de fuerza de adhesión (figura 6.9). El cemento DT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados.

Influencia del termociclado en la fuerza de adhesión de DT

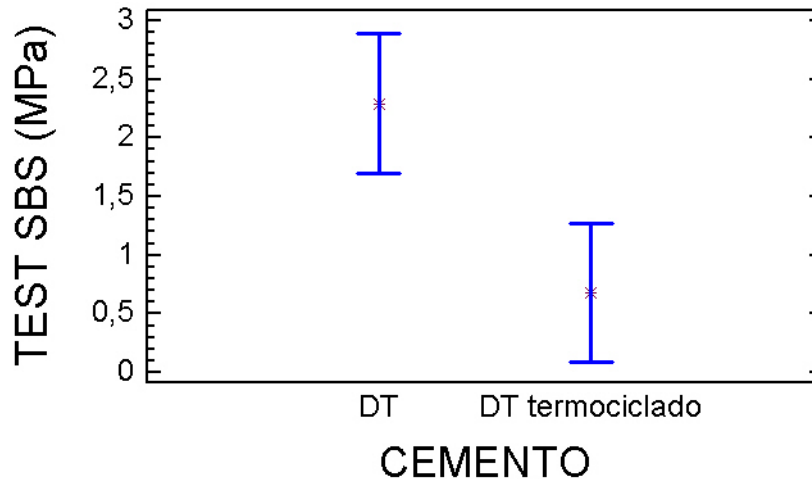


Fig 6.9: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la comparación del cemento DT antes y después del proceso de

termociclado presentaba diferencias significativas, correspondiendo a grupos no homogéneos (tabla 6.11)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT termociclado	36	0,680556	0,297972	X
DT	36	2,29167	0,297972	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT - DT termociclado			*1,61111	0,840449

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.11: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento DT para cada material en específico, se detallan a continuación.

Si analizamos la interacción entre el cemento y el material se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0110$) (figura 6.10).

Influencia del termociclado en el cemento DT según el material

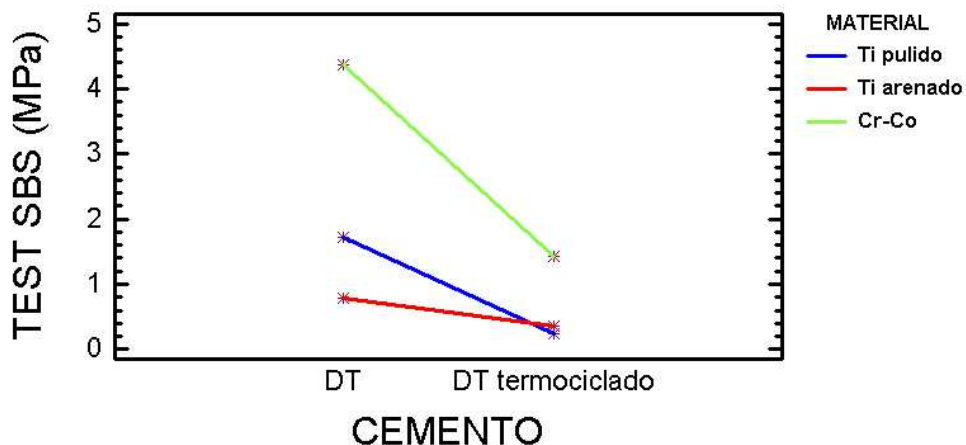


Fig 6.10: Valores de adhesión del cemento DT en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que al comparar el cemento DT antes y después del termociclado en

función de la superficie a la que estaban adheridos, presentó diferencias significativas, correspondiendo a grupos no homogéneos (tabla 6.12)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT termo.	36	0,680556	0,234474	X
DT	36	2,29167	0,234474	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
DT - DT termo.		*1,61111		0,662056

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.12: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para cada material.

A continuación se analiza el grado de afectación del cemento DT en cada uno de los materiales.

Para el material titanio pulido se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0096$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.11). El cemento DT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Ti pulido.

Influencia del termociclado en la adhesión del cemento DT en Ti pulido

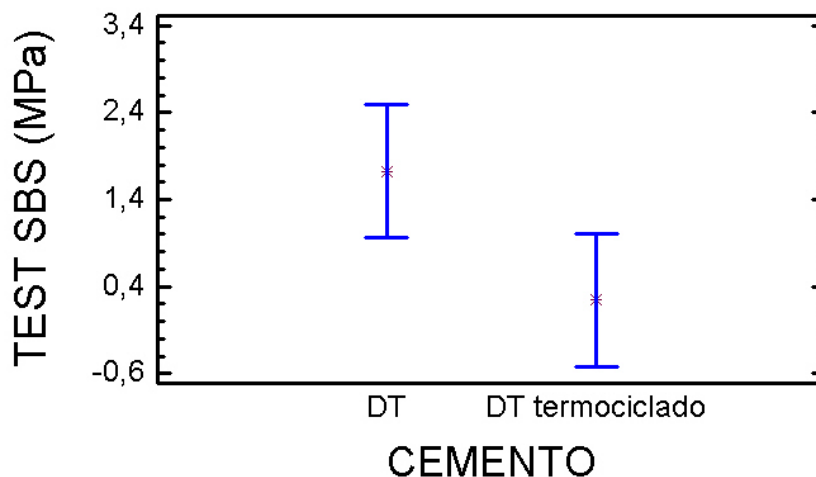


Fig 6.11: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado con el material titanio pulido.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DT en la superficie titanio pulido en las dos

condiciones (con y sin termociclado) presentaba diferencias significativas, tratándose de grupos no homogéneos (tabla 6.13).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO DT

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CIMENT	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT termo	12	0,241667	0,370052	X
DT	12	1,725	0,370052	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
DT - DT termo.		*1,48333		1,08533

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.13: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para el material Ti pulido.

Para el material titanio arenado se observó que no existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,3151$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.12). El cemento DT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Ti arenado.

Influencia del termociclado en la adhesión del cemento DT en Ti arenado

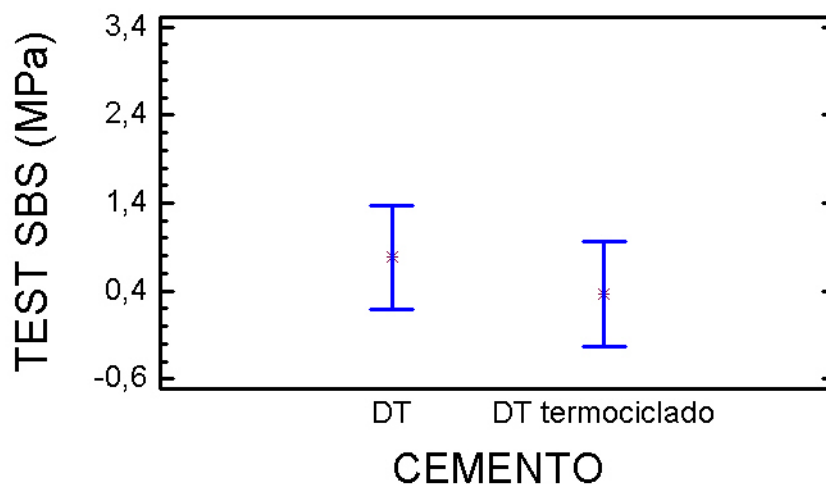


Fig. 6.12: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado con el material titanio arenado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DT en la superficie titanio arenado y en las dos

condiciones (con y sin termociclado) no presentaba diferencias significativas, tratándose de grupos homogéneos (tabla 6.14)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CIMENT	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT termo.	12	0,366667	0,28659	X
DT	12	0,783333	0,28659	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT - DT termo.			0,416667	0,840541

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.14: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para el material Ti arenado.

Para el material cromo-cobalto se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0007$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.13). El cemento DT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Cr-Co.

Influencia del termociclado en la adhesión del cemento DT en Cr-Co

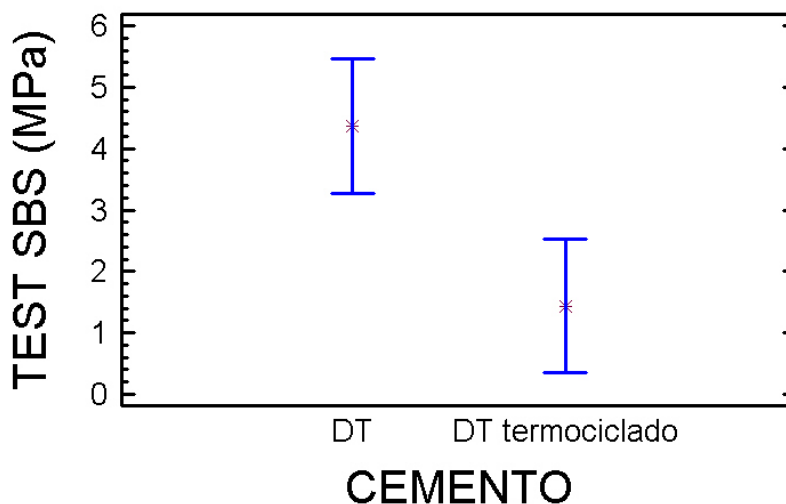


Fig 6.13: Valores de adhesión del cemento DT antes y después del termociclado con el material cromo-cobalto.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DT en la superficie cromo-cobalto y en las dos condiciones (con y sin termociclado) presentaba diferencias significativas, y se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.15)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT termo.	12	1,43333	0,525102	X
DT	12	4,36667	0,525102	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT-DT termo.			*2,93333	1,54008

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.15: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin termociclado para el material Cr-Co.

En el análisis del tipo de fallo para el cemento DT se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 1$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.16 y figura 6.14.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DT	33,34%	33,34%	33,34%	0%
DT termociclado	33,34%	33,34%	33,34%	0%

Tabla 6.16: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado.

Tipo de fallo de DT con y sin termociclado

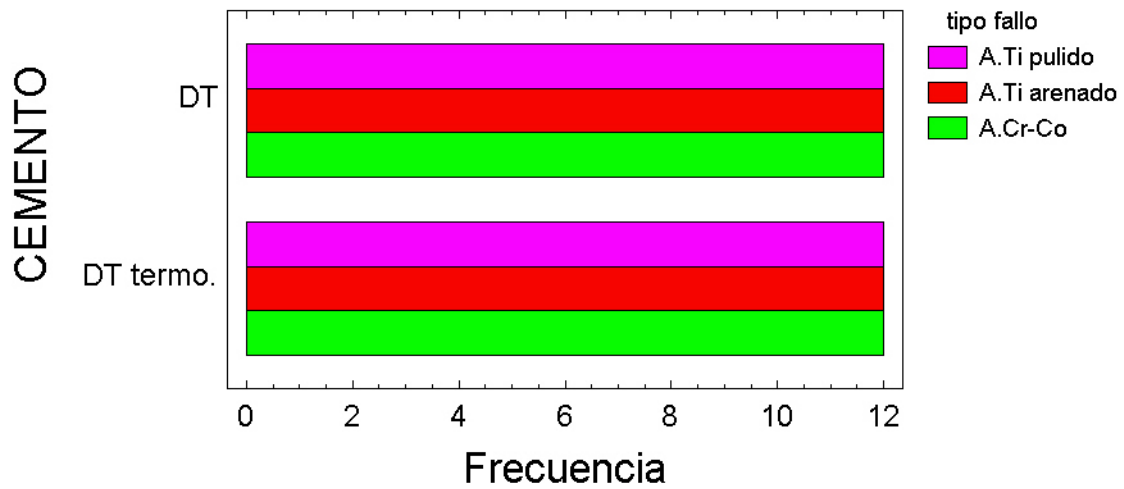


Fig. 6.14: Comparativa del tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado

Al analizar los valores de adhesión para el cemento RT, antes y después del termociclado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,2631$) a nivel de fuerza de adhesión (figura 6.15). El cemento RT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados.

Influencia del termociclado en la fuerza de adhesión de RT

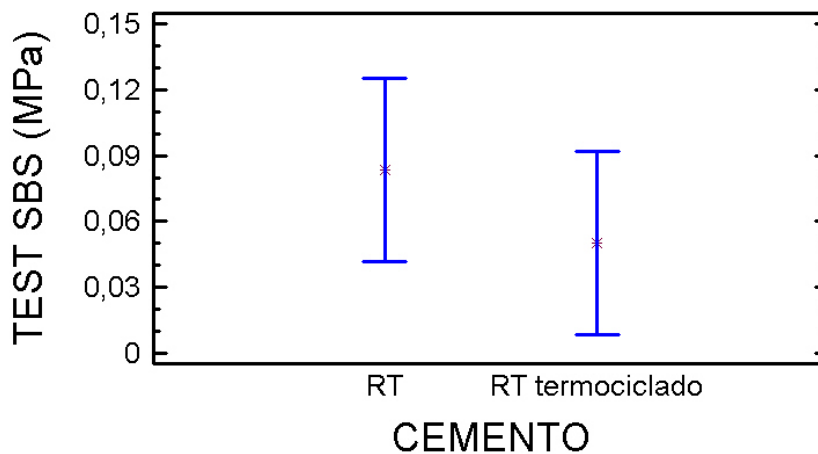


Fig. 6.15: Valores de adhesión del cemento RT antes y después del termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que al comparar el cemento RT antes y después de estar termociclado no presentaba diferencias significativas, y se consideraron grupos homogéneos (tabla 6.17)

Contraste Múltiple de Rango para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje LSD			
CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
RT termociclado	36	0,05	X
RT	36	0,0833333	X
Contraste		Diferencias	+/- Límites
RT - RT termociclado		0,0333333	0,0589294

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.17: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado.

Si analizamos la interacción entre el cemento y el material se observó que la interacción entre el cemento RT en las dos condiciones con el material, presentaba diferencias estadísticamente significativas ($p=0,004$) (figura 6.16).

Influencia del termociclado en el cemento RT según material

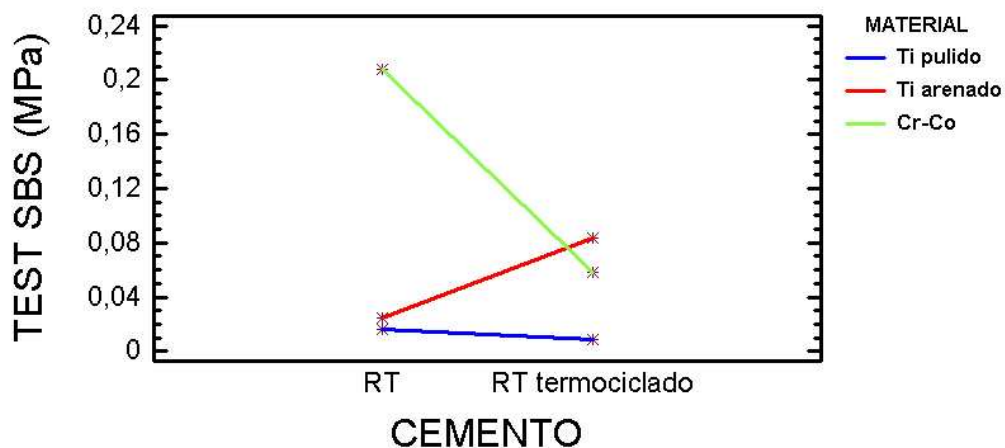


Fig. 6.16: Valores de adhesión del cemento RT en la interacción cemento-material tras los test de *shear bond* después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que al comparar el cemento RT antes y después del termociclado en

función de la superficie a la que estaban adheridos, no presentaba diferencias significativas, correspondiendo a grupos homogéneos (tabla 6.18)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT termo.	36	0,0395833	0,0213164	X
RT	36	0,0666667	0,0213164	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
RT-RT termo.	0,0270833	0,0601554

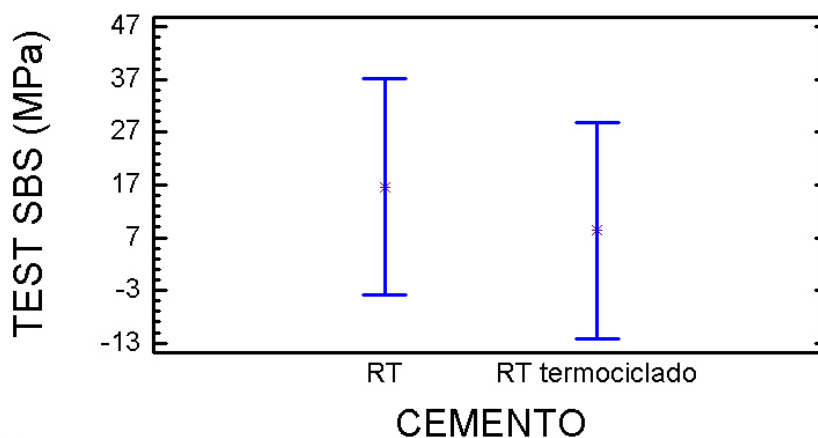
* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.18: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para cada material.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento RT para cada material en específico, se detallan a continuación.

Para el material titanio pulido se observó que no existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,5575$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.17). El cemento RT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Ti pulido.

Influencia del termociclado en la adhesión de RT en Ti pulido



(X 0,001)

Fig. 6.17: Valores de adhesión del cemento RT antes y después del termociclado con el material titanio pulido.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento RT en la superficie titanio pulido en las dos condiciones (con y sin termociclado) no presentaba diferencias significativas, y eran grupos homogéneos (tabla 6.19)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO RT

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT termo.	12	0,00833333	0,00989209	X
RT	12	0,0166667	0,00989209	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
RT - RT termo.		0,00833333		0,0290126

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.19: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para el material Ti pulido.

Para el material titanio arenado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,2622$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.18). El cemento RT termociclado fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Ti arenado.

Influencia del termociclado en la adhesión de RT en Ti arenado

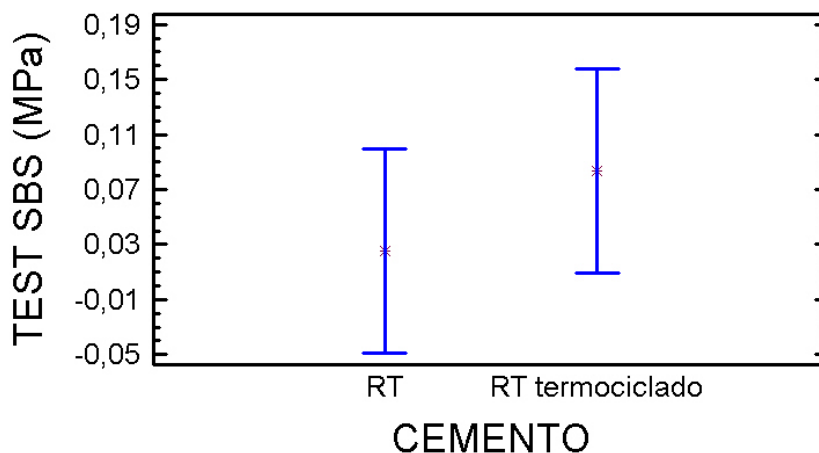


Fig. 6.18: Valores de adhesión del cemento RT antes y después del termociclado con el material titanio arenado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento RT en la superficie titanio arenado en las dos condiciones (con y sin termociclado) eran grupos homogéneos (tabla 6.20).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	12	0,025	0,035843	X
RT termo.	12	0,0833333	0,035843	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
RT-RT termo.		-0,0583333		0,105124

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.20: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para el material Ti arenado.

Para el material cromo-cobalto se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0142$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.19). El cemento RT sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados con el material Cr-Co.

Influencia del termociclado en la adhesión de RT en Cr-Co

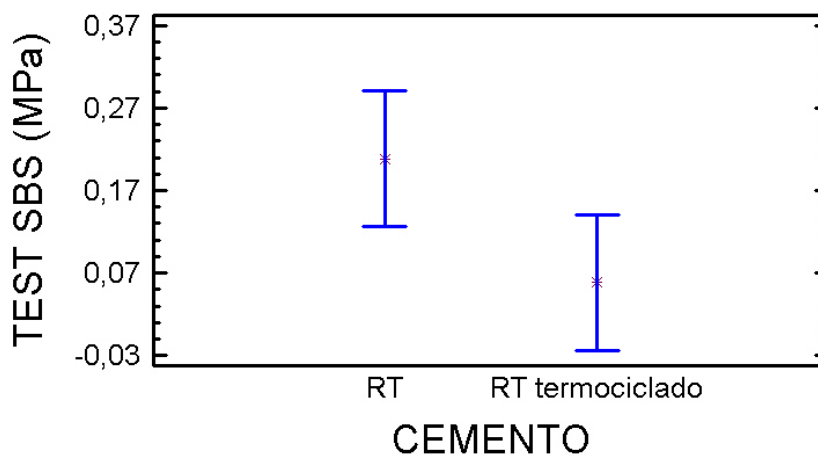


Fig 6.19: Valores de retención del cemento RT antes y después del termociclado con el material cromo-cobalto.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento RT en la superficie cromo-cobalto en las dos

condiciones (con y sin termociclado) presentaba diferencias significativas, y eran grupos no homogéneos (tabla 6.21).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT termo.	12	0,0583333	0,039807	X
RT	12	0,208333	0,039807	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
RT-RT termo.		*0,15		0,11675

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.21: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin termociclado para el material Cr-Co

En el análisis del tipo de fallo para el cemento RT se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,1761$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.22 y figura 6.20.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
RT	36,12%	30,56%	11,10 %	22,22%
RT termociclado	25%	19,44%	30,56%	25%

Tabla 6.22: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado.

Tipo de fallo de RT con y sin termociclado

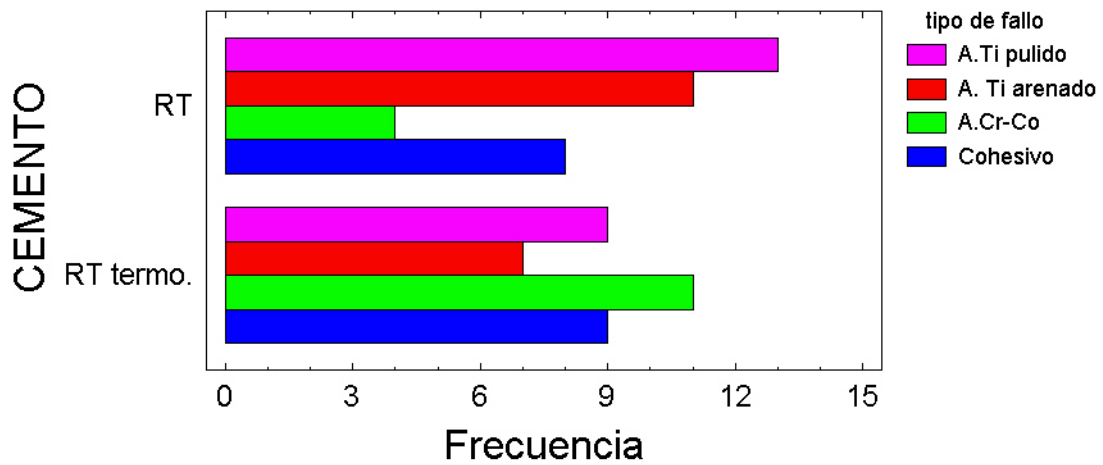


Fig. 6.20: Comparativa del tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado

6.3.3. Para el cemento DC:

Al analizar los valores de adhesión para el cemento DC, antes y después del termociclado se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) a nivel de fuerza de adhesión (figura 6.21). El cemento DC sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados.

Influencia del termociclado en la fuerza de adhesión de DC

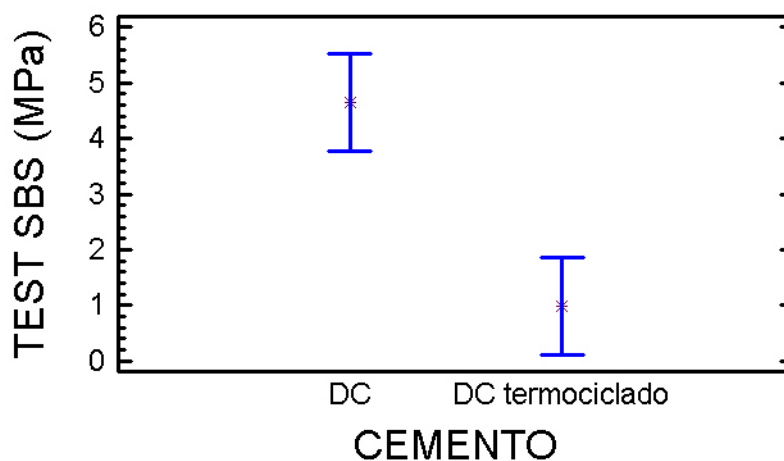


Fig. 6.21: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la comparación del cemento DC antes y después de estar termociclado presentaba diferencias significativas, y correspondía a grupos no homogéneos (tabla 6.23).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DC	36	0,988889	0,437002	X
DC termo.	36	4,65	0,437002	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
DC - DC termo.		*3,66111		1,23259

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.23: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado.

Al analizar la interacción entre el cemento y el material se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0602$) (figura 6.22).

Influencia del termociclado en el cemento DC según el material

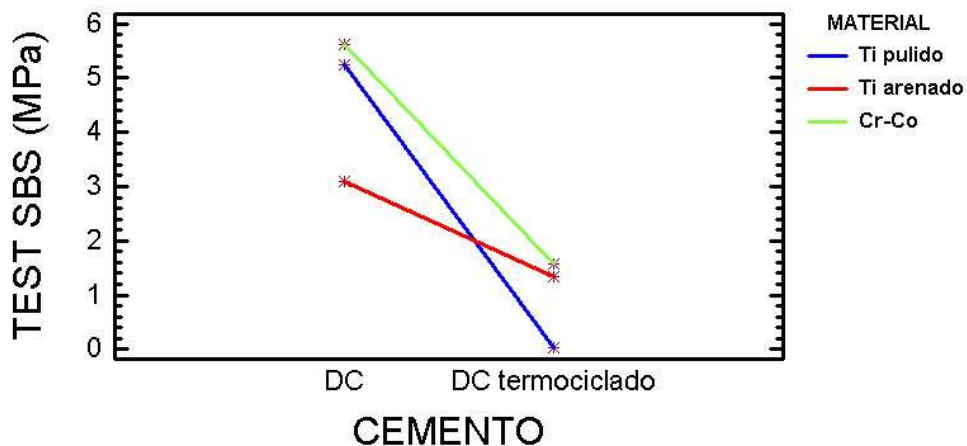


Fig. 6.22: Valores de adhesión del cemento DC en la interacción cemento-material tras los test de *shear bond* después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que al comparar el cemento DC antes y después del termociclado en función de la superficie a la que estaban adheridos, presentó diferencias significativas, correspondiendo a grupos no homogéneos (tabla 6.24)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DC termo.	36	0,988889	0,420317	X
DC	36	4,65	0,420317	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DC-DC termo.			*3,66111	1,18679

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.24: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para cada material.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento DC para cada material en específico, se detallan a continuación.

Para el material titanio pulido se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.23). El cemento DC sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Ti pulido.

Influencia del termociclado en la adhesión de DC en Ti pulido

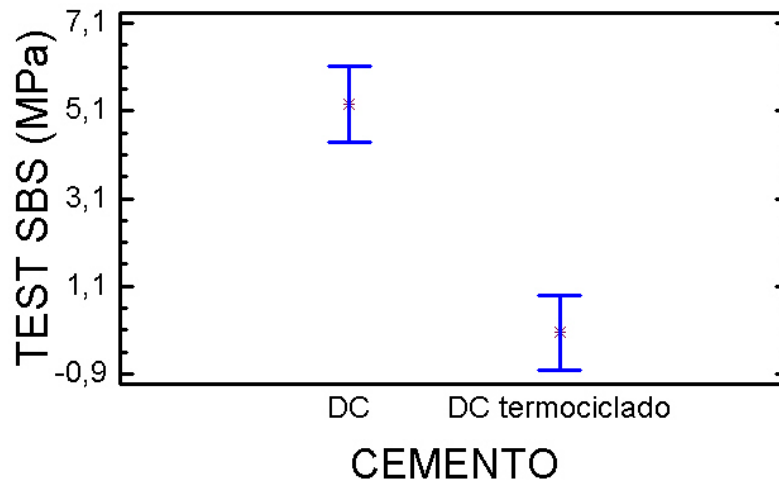


Fig. 6.23: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado con el material titanio pulido.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DC en la superficie titanio pulido en las dos condiciones (con y sin termociclado) presentaba diferencias significativas, y se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.25).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DC termo.	12	0,0416667	0,412031	X
DC	12	5,25	0,412031	X

Contraste Diferencias +/- Límites

DC - DC termo.	*5,20833	1,20845
----------------	----------	---------

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.25: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para el material Ti pulido.

Para el material titanio arenado se observó que no existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,1373$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado (figura 6.24). El cemento DC sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Ti arenado.

Influencia del termociclado en la adhesión del cemento DC en Ti arenado

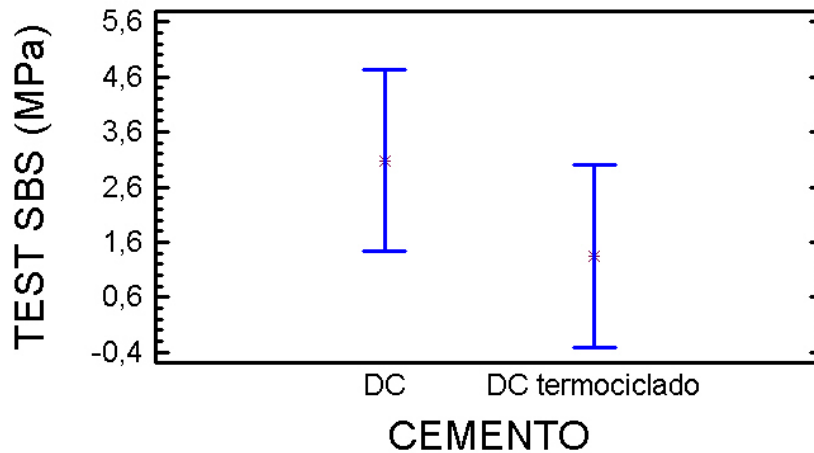


Fig. 6.24: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado con el material titanio arenado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DC en la superficie titanio arenado en las dos condiciones (con y sin termociclado) no presentaba diferencias significativas, con lo cual, eran grupos homogéneos (tabla 6.26).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DC termo.	12	1,34167	0,798545	X
DC	12	3,08333	0,798545	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DC - DC termo.			1,74167	2,34206

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.26: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para el material Ti arenado.

Para el material cromo-cobalto se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0039$) a nivel de fuerza de adhesión antes y después del proceso de termociclado. El cemento DC sin termociclar fue el que obtuvo los valores de adhesión más elevados en el material Cr-Co (figura 6.25).

Influencia del termociclado en la adhesión del cemento DC en Cr-Co

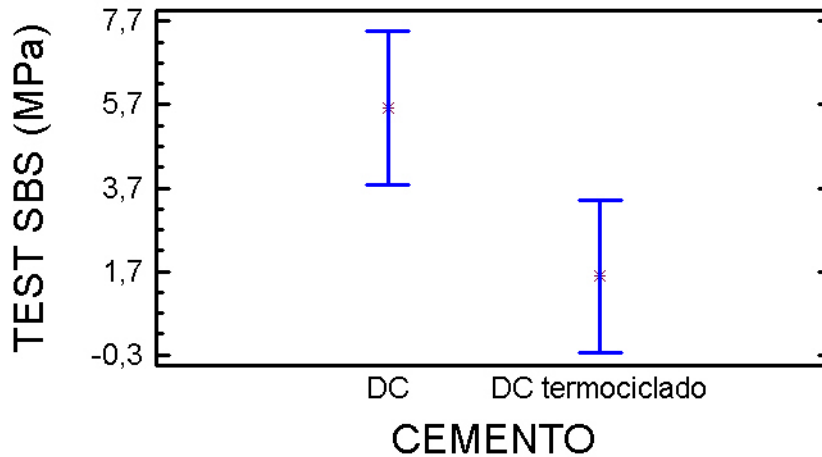


Fig. 6.25: Valores de adhesión del cemento DC antes y después del termociclado con el material cromo-cobalto.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DC en la superficie cromo-cobalto en las dos condiciones (con y sin termociclado) presentaba diferencias significativas, y se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.27).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DC	12	1,58333	0,884619	X
DC termo.	12	5,61667	0,884619	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DC - DC termo.	*4,03333	2,5945

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.27: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin termociclado para el material Cr-Co.

En el análisis del tipo de fallo para el cemento DC se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 1$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.28 y figura 6.26.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DC	33,34%	33,34%	33,34%	0%
DC termociclado	33,34%	33,34%	33,34%	0%

Tabla 6.28: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado.

Tipo de fallo de DC con y sin termociclado

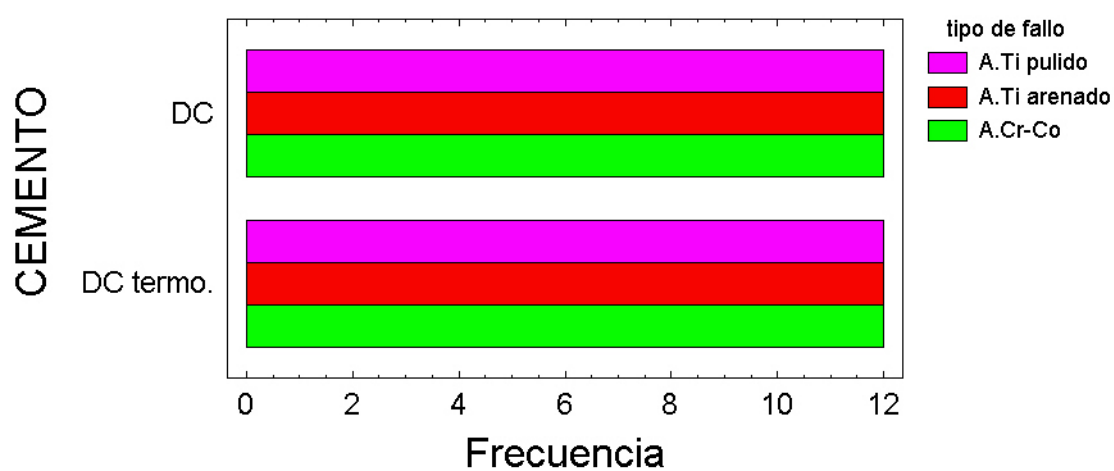


Fig. 6.26: Comparativa del tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado

6.4. RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN RESTAURACIONES UNITARIAS (Estudio 3)

En el estudio 3 se evaluó la fuerza de retención de los tres cementos estudiados (DT, RT, DC) en restauraciones unitarias sobre implantes a partir de pilares fresados manualmente en el laboratorio, analizando varias superficies en el pilar (arenado y sin arenar) y diferentes alturas (6 mm, 5 mm, 4 mm).

Se realizaron un total de 216 tracciones (72 para cada cemento), efectuando cada uno de los experimentos en las tres alturas y dos superficies estudiadas.

En este estudio se trabajó con pilares de tres alturas distintas y, por lo tanto, con pilares de áreas distintas. El área media de los pilares para la altura de 6 mm fue de 212,5 mm², para los pilares de 5 mm de altura fue de 222,22 mm², mientras que para los pilares de 4 mm de altura se obtuvo un área de 226,36 mm².

Los valores de retención en las restauraciones unitarias de los tres tipos de cemento nos indican diferencias estadísticamente significativas ($p= 0.0001$) (figura 6.27). El cemento DC fue el que presentó los valores más altos de retención, seguido del cemento DT. El cemento RT fue el que presentó los valores más bajos de retención.

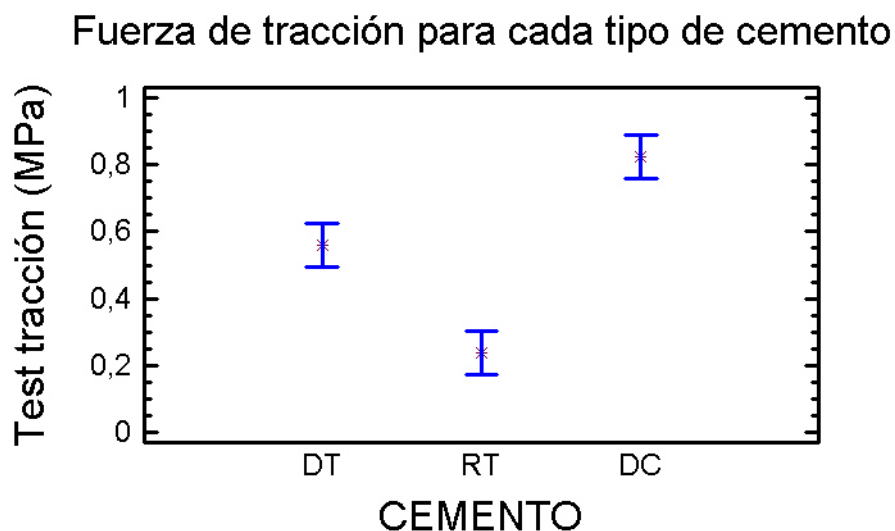


Fig. 6.27: Valores de retención de los tres cementos estudiados.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los tres cementos existían diferencias significativas, tratándose de grupos no homogéneos (tabla 6.29).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	72	0,236904	0,0332262	X
DT	72	0,56054	0,0332262	X
DC	72	0,825685	0,0332262	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT- RT	*0,323636	0,115831
DT- DC	*-0,265145	0,115831
RT- DC	*-0,588781	0,115831

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.29: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de DT, RT y DC.

Al analizar los valores de retención de los cementos en las dos rugosidades analizadas observamos diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0111$). Los pilares arenados presentaron los valores de retención más elevados en comparación a los pilares no arenados (figura 6.28).

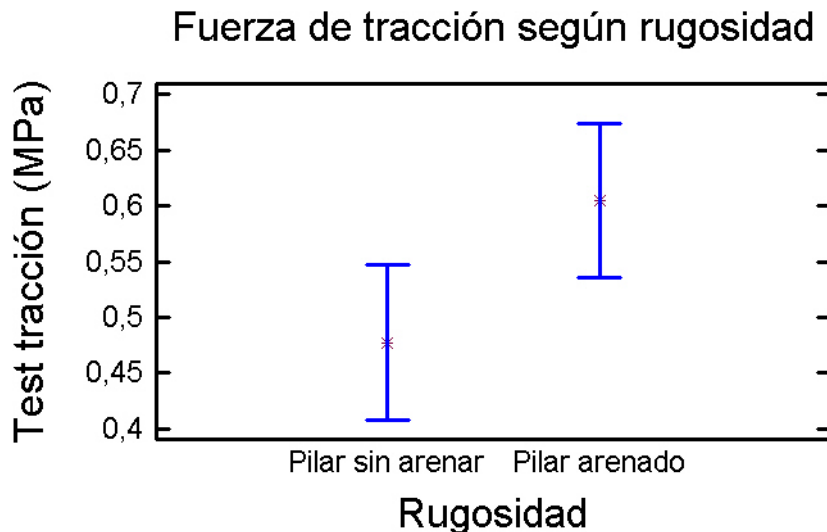


Fig. 6.28: Valores de retención de los tres cementos estudiados.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la comparación entre las dos rugosidades mostraba diferencias significativas y la presencia de dos grupos no homogéneos (tabla 6.30).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según RUGOSIDAD

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
RUGOSIDAD	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Pilar sin arenar	108	0,477328	0,0351619	X
Pilar arenado	108	0,604758	0,0351619	X
Contraste		Diferencias		+/- Límites
Pilar sin arenar-Pilar arenado		*-0,127429		0,0980165

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.30: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de las dos rugosidades analizadas.

Al analizar la interacción entre los cementos y la rugosidad de los pilares se observó que no existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0708$).

Para el cemento DT se observaron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención ($p=0,0008$). Para el cemento RT se hallaron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención ($p=0,0162$) y finalmente, para el cemento DC no se observaron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención ($p=0,5673$) (figura 6.29).

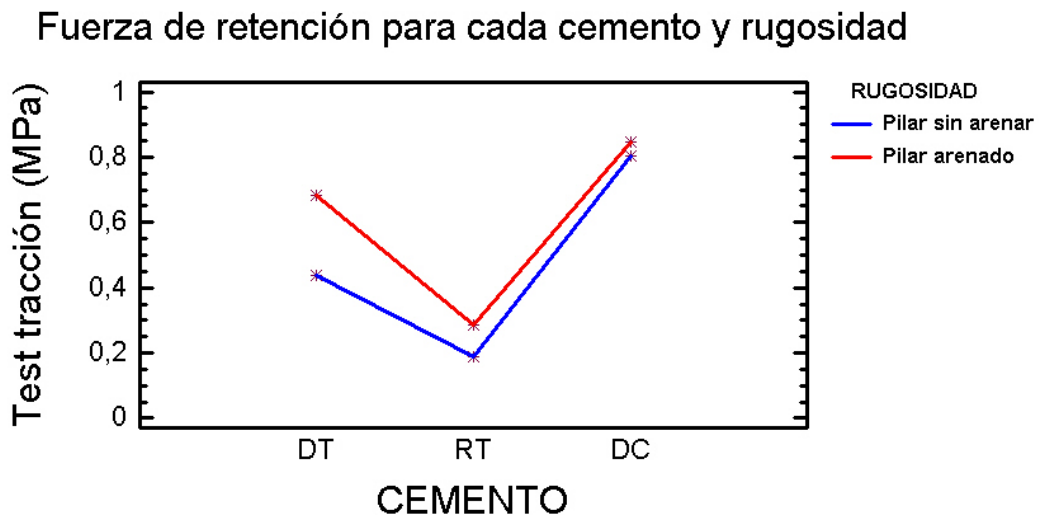


Fig. 6.29: Valores de retención de los tres cementos estudiados con las dos texturas de pilar testadas.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la comparación entre los tres grupos mostraba diferencias significativas. Por este motivo, los tres grupos se consideraron no homogéneos (tabla 6.31).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	72	0,236904	0,0321765	X
DT	72	0,56054	0,0321765	X
DC	72	0,825685	0,0321765	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT-RT	*0,323636	0,112182
DT-DC	*-0,265145	0,112182
RT-DC	*-0,588781	0,112182

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.31: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de DT, RT y DC con las dos superficies de pilar.

Al modificar la altura del pilar ($A_1 = 6$ mm, $A_2 = 5$ mm y $A_3 = 4$ mm), no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,0894$). Entre las alturas de 6 mm a 5 mm y de 5 mm a 4 mm no se encontraron diferencias significativas ($p = 0,5596$, $0,1461$) respectivamente. Si se encontraron diferencias significativas entre las altura de 6mm y 4 mm ($p < 0,0001$). Las alturas de 6 y 5 mm son las que presentaron los valores de retención más elevados (figura 6.30).

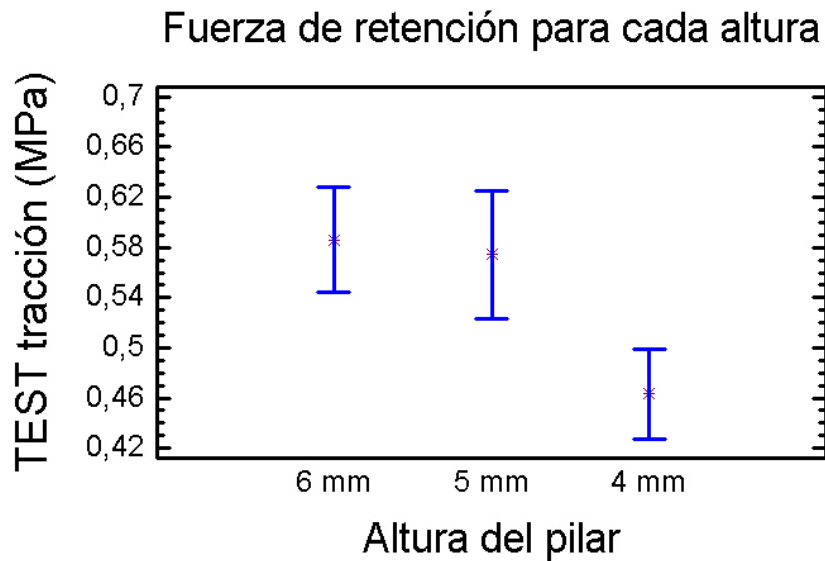


Fig. 6.30: Valores de retención de las tres alturas de pilar analizadas.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que sólo existían diferencias significativas entre las alturas de 6 y 4 mm, considerándose grupos no homogéneos, mientras que entre las alturas 5-4 mm y 6-5 mm no se encontraron diferencias significativas, y por lo tanto, tratándose de grupos homogéneos (tabla 6.32).

Contraste Múltiple de Rango para F_Tracción Mpa según ALTURA

Método: 95,0 porcentaje LSD

ALTURA	Frec.	Media	Grupos homogéneos
4 mm	72	0,463149	X
5 mm	72	0,574146	XX
6 mm	72	0,585833	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
6 - 5	0,011687	0,120785
6 - 4	*0,122684	0,120785
5 - 4	0,110997	0,120785

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.32: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias en las diferentes alturas estudiadas.

Para el cemento DT no se encontraron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención ($p=0,416$). Para el cemento RT se observaron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención ($p=0,001$) y finalmente, para el cemento DC se hallaron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención ($p=0,0001$) (figura 6.31).

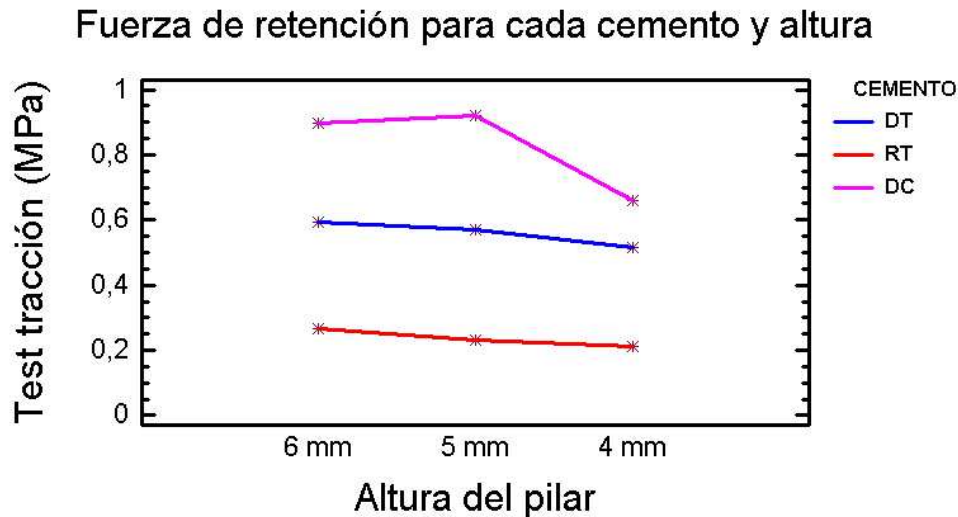


Fig. 6.31: Valores de retención de los tres cementos estudiados con las tres alturas de pilar analizadas.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se observó que existían diferencias significativas entre los tres cementos respecto a las diferentes alturas, tratándose de grupos no homogéneos (tabla 6.33).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	72	0,236904	0,032726	X
DT	72	0,56054	0,032726	X
DC	72	0,825685	0,032726	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT- RT	*0,323636	0,114094
DT- DC	*-0,265145	0,114094
RT- DC	*-0,588781	0,114094

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.33: Test de Sheffee en el análisis de retención de las restauraciones unitarias de los tres cementos analizados y en las diferentes alturas estudiadas.

En las tablas 6.34 y 6.35 se ilustran cada una de las diferencias que existen entre los tres cementos utilizados para cada altura y cada rugosidad. Se indican los valores medios de retención expresados en Mpa y la desviación estándar.

Cemento \ Alturas	DT	RT	DC	p-valor
6 mm	0,516 ± 0,013	0,193 ± 0,135	0,890 ± 0,359	0,0001*
5 mm	0,365 ± 0,290	0,170 ± 0,153	0,873 ± 0,311	0,0001*
4 mm	0,430 ± 0,243	0,221 ± 0,239	0,642 ± 0,265	0,0010*
p-valor	0,416	0,001*	0,0001*	

*Indica que existen diferencias significativas.

Tabla 6.34: Medias de fuerza de retención con las diferentes alturas para los pilares no arenados, expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.

Cemento \ Alturas	DT	RT	DC	p-valor
6 mm	0,668 ± 0,343	0,355 ± 0,152	0,863 ± 0,252	0,0002*
5 mm	0,741 ± 0,425	0,291 ± 0,175	1 ± 0,391	0,0001*
4 mm	0,620 ± 0,285	0,205 ± 0,079	0,675 ± 0,307	0,0001*
p-valor	0,476	0,044*	0,05	

*Indica que existen diferencias significativas.

Tabla 6.35: Medias de fuerza de retención con las diferentes alturas para los pilares arenados, expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.

Al analizar la retención para cada uno de los cementos evaluados con las dos superficies se encontraron los siguientes resultados:

Para el cemento DT, se observaron diferencias estadísticamente significativas para los dos pilares ($p=0,0007$) (figura 6.32).

Fuerza de retención de DT para cada altura y rugosidad

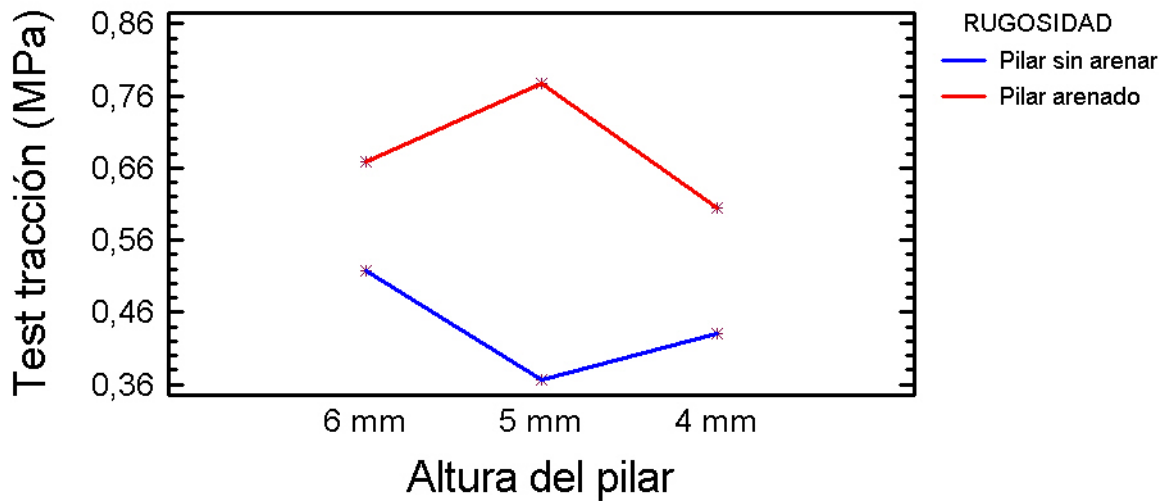


Fig. 6.32: Valores de retención del cemento DT con las dos rugosidades analizadas y con las diferentes alturas de pilar.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se observó que para el cemento DT existían diferencias significativas entre las dos superficies, tratándose de grupos no homogéneos (tabla 6.36).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según RUGOSIDAD

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
RUGOSIDAD	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Pilar sin arenar	36	0,437848	0,0495003	X
Pilar arenado	36	0,683233	0,0495003	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
Pilar sin arenar-Pilar arenado			*-0,245385	0,139691

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.36: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DT en las diferentes alturas estudiadas.

Para el cemento RT, se observaron diferencias estadísticamente significativas para los dos pilares ($p=0,0174$) (figura 6.33).

Fuerza de retención de RT para cada altura y rugosidad

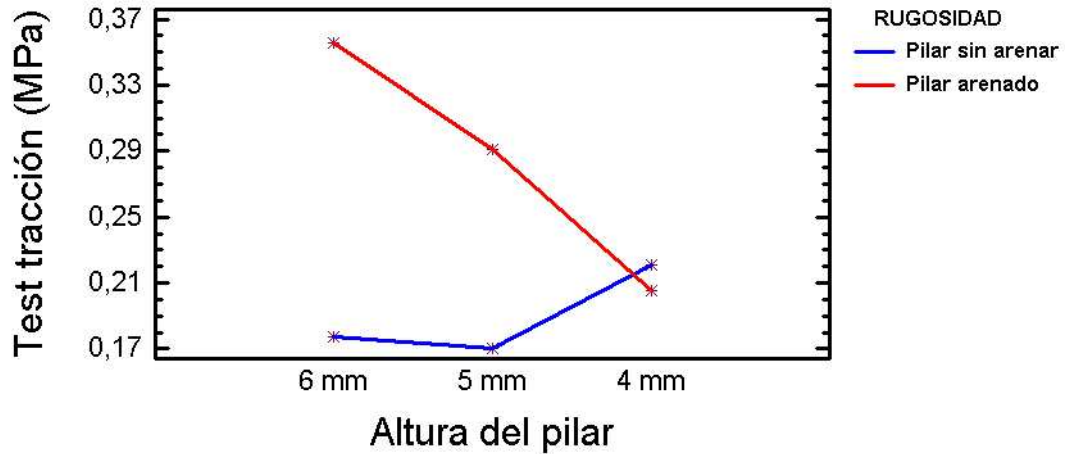


Fig. 6.33: Valores de retención del cemento RT con las dos rugosidades analizadas y con las diferentes alturas de pilar.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se observó que para el cemento RT existían diferencias significativas entre las dos superficies, tratándose de grupos no homogéneos (tabla 6.37).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según RUGOSIDAD

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
RUGOSIDAD	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Pilar sin arenar	36	0,189755	0,0275169	X
Pilar arenado	36	0,284053	0,0275169	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
Pilar sin arenar-Pilar arenado			*-0,0942972	0,0776533

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.37: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento RT en las diferentes alturas estudiadas.

Para el cemento DC, no se observaron diferencias estadísticamente significativas para los dos pilares ($p=0,5873$) (figura 6.34).

Fuerza de retención de DC para cada altura y rugosidad

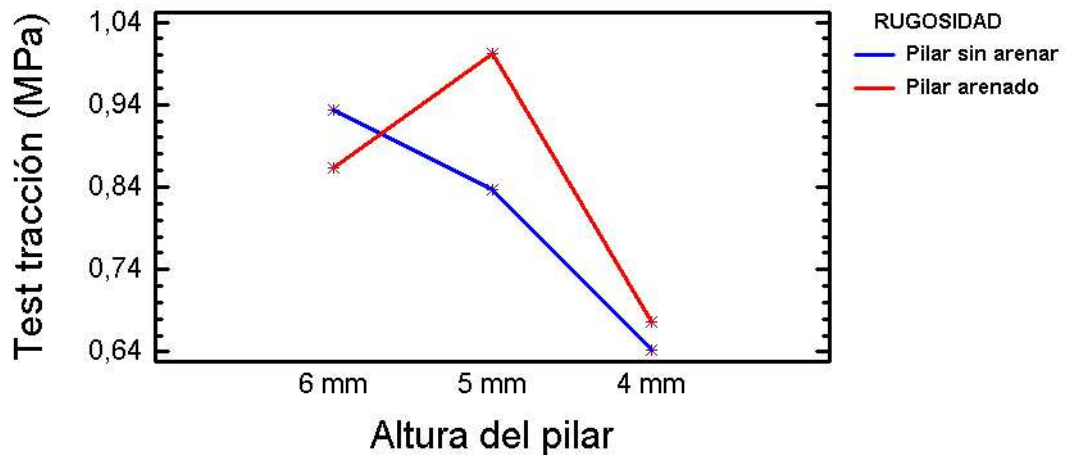


Fig. 6.34: Valores de retención del cemento DC con las dos rugosidades analizadas y con las diferentes alturas de pilar.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se observó que para el cemento DC no existían diferencias significativas entre las dos superficies, tratándose de grupos homogéneos (tabla 6.38).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según RUGOSIDAD

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

RUGOSIDAD	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Pilar sin arenar	36	0,804382	0,0522743	X
Pilar arenado	36	0,846987	0,0522743	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
Pilar sin arenar-Pilar arenado	-0,0426053	0,147519

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.38: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DC en las diferentes alturas estudiadas.

En el análisis del tipo de fallo se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0527$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.39 y figuras 6.35, 6.36 y 6.37.

	A.corona	A.pilar	A.pilar-corona	Cohesivo
DT	20%	57,14%	20%	2,86%
RT	47,22%	38,89%	11,11%	2,78%
DC	52,78%	44,44%	2,78%	0%

Tabla 6.39: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos.

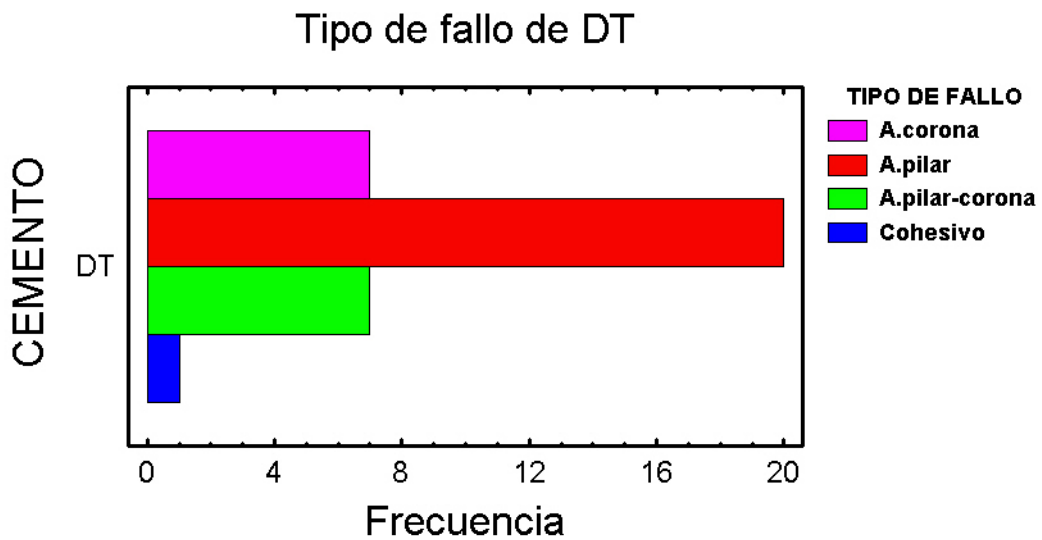


Fig. 6.35: Tipo de fallo del cemento DT en las restauraciones unitarias.

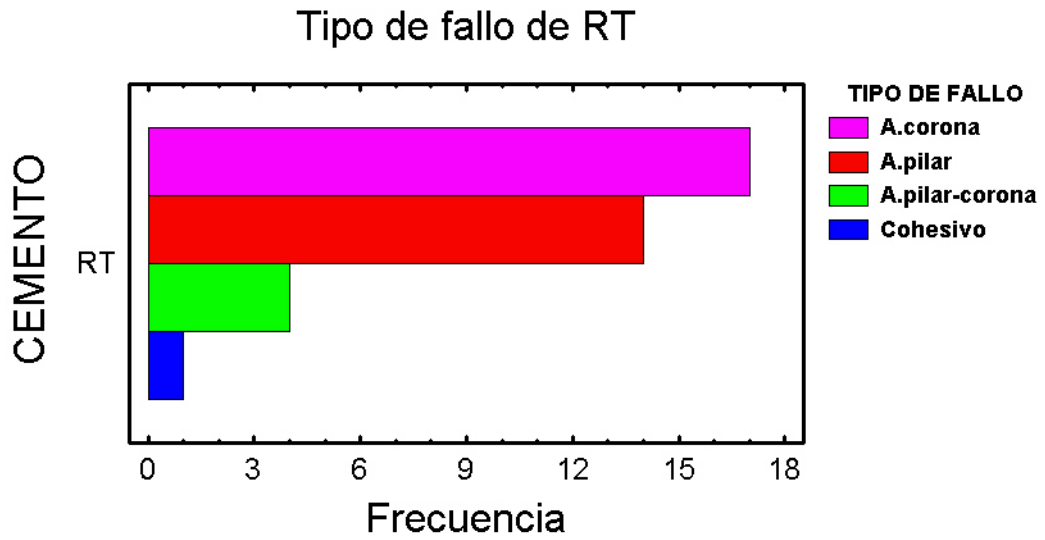


Fig. 6.36: Tipo de fallo del cemento RT en las restauraciones unitarias.

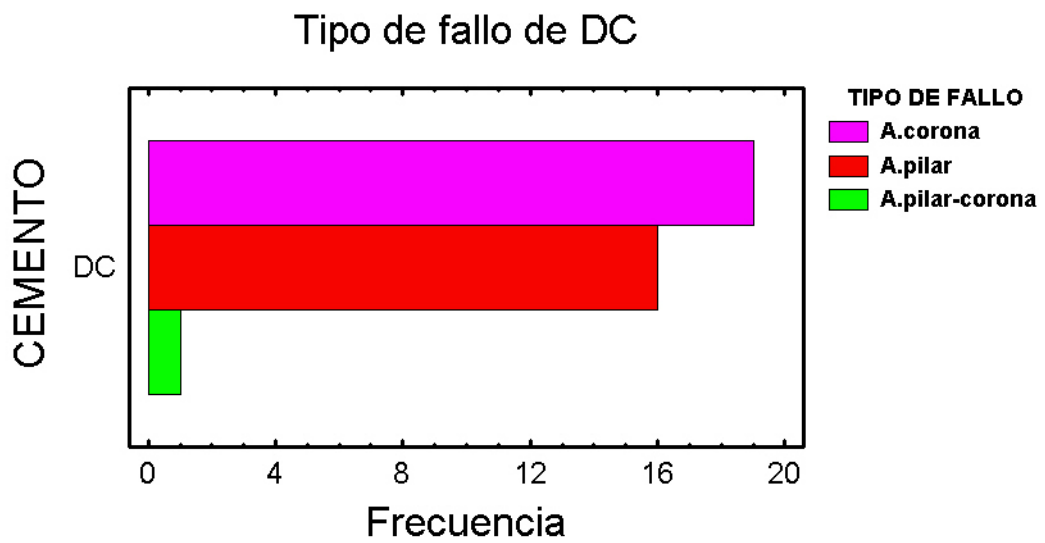


Fig. 6.37: Tipo de fallo del cemento DC en las restauraciones unitarias.

6.5. RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN RESTAURACIONES UNITARIAS CON TERMOCICLADO (Estudio 4)

En el estudio 4 se valora la fuerza de retención de los tres cementos estudiados (DT, RT, DC) en restauraciones unitarias sobre implantes a partir de pilares mecanizados, analizando varias superficies en el pilar y realizando un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

Se realizaron un total de 72 tracciones (24 para cada cemento) efectuando cada uno de los experimentos en las dos superficies estudiadas.

La fuerza de retención obtenida a partir de los test de tracción nos mostró que existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) entre los tres cementos analizados (figura 6.38). El cemento DC fue el que presentó los valores más altos de retención, seguido del cemento DT. El cemento RT fue el que presentó los valores más bajos de retención.

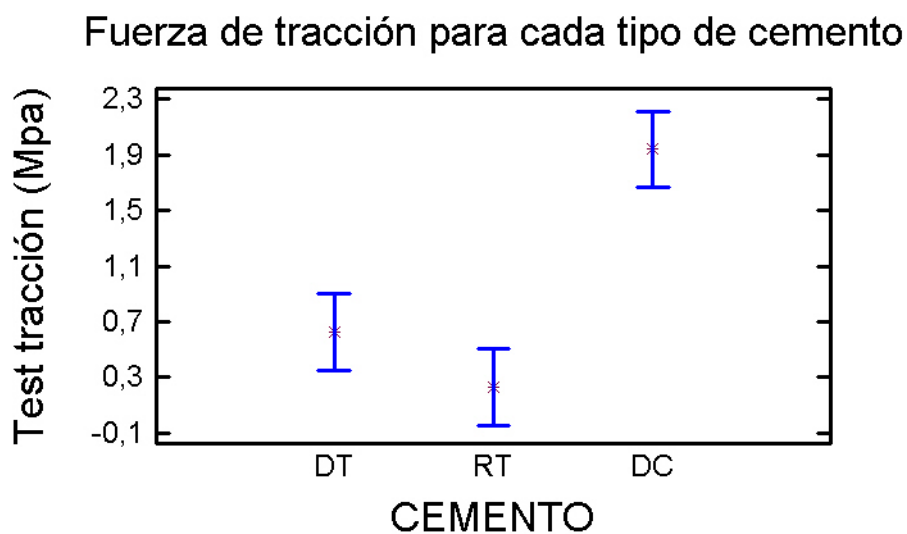


Fig. 6.38: Fuerza de retención de los cementos analizados después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre el cemento RT y DT no existían diferencias significativas, y

se consideraron grupos homogéneos. El cemento DC si presentó diferencias respecto a los cementos RT y DT, siendo un grupo no homogéneo (tabla 6.40).

Contraste Múltiple de Rangos para FUERZA T _Mpa_ según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	24	0,23072	0,137381	X
DT	24	0,62769	0,137381	X
DC	24	1,93949	0,137381	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT- RT	0,39697	0,486075
DT- DC	*-1,3118	0,486075
RT- DC	*-1,70877	0,486075

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.40: Test de Sheffee en el análisis de retención de los tres cementos después de un proceso de termociclado.

Al analizar los valores de retención de los cementos en las dos rugosidades analizadas observamos diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0013$). Los pilares arenados presentaron los valores de retención más elevados en comparación con los pilares no arenados (figura 6.39).

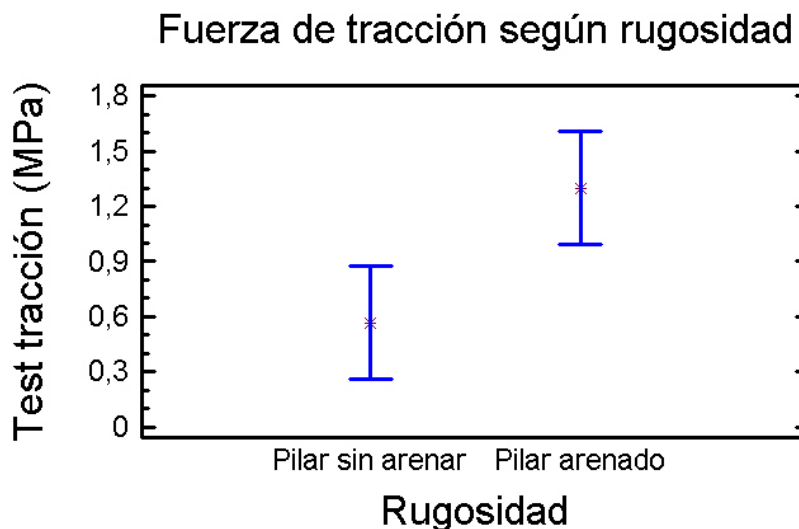


Fig. 6.39: Fuerza de retención de las dos rugosidades analizadas después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la comparación entre las dos rugosidades indicaba diferencias significativas y mostraba la presencia de grupos no homogéneos (tabla 6.41).

Contraste Múltiple de Rango para FUERZA T _Mpa_ según RUGOSIDAD

Método: 95,0 porcentaje LSD

RUGOSIDAD	Frec.	Media	Grupos homogéneos
Pilar sin arenar	36	0,566364	X
Pilar arenado	36	1,2989	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
Pilar sin arenar-Pilar arenado	*-0,732539	0,435157

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.41: Test de Shefee en el análisis de retención de los dos tipos de superficie de pilar después de un proceso de termociclado.

Al analizar como afectaba el tratamiento de superficie de cada pilar para cada cemento se observó que en la interacción cemento-superficie existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) (figura 6.40).

Fuerza de retención para cada cemento y rugosidad

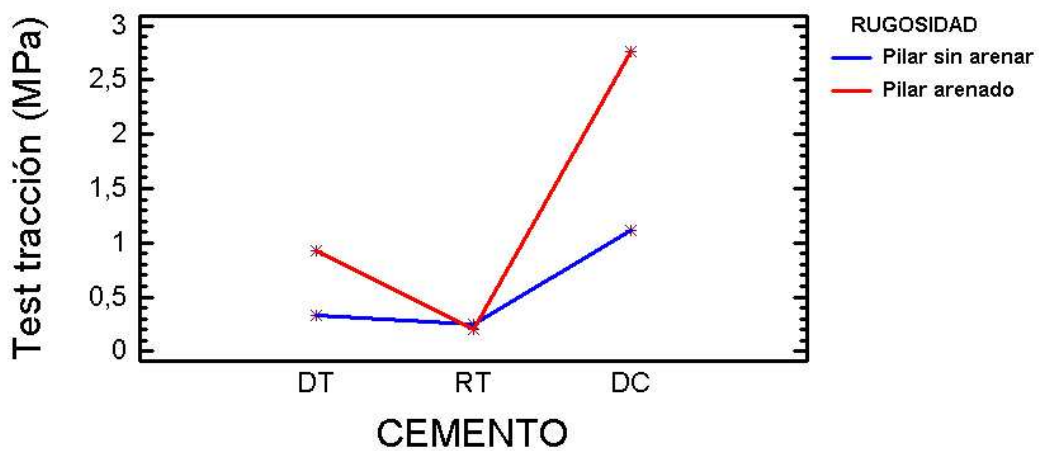


Fig. 6.40: Fuerza de retención de los tres cementos estudiados y las dos rugosidades analizadas después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre el cemento RT y DT no existían diferencias significativas, y se consideraron grupos homogéneos. El cemento DC si presentó diferencias respecto a los cementos RT y DT, siendo un grupo no homogéneo (tabla 6.42).

Contraste Múltiple de Rangos para FUERZA T _Mpa_ según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	24	0,23072	0,115032	X
DT	24	0,62769	0,115032	X
DC	24	1,93949	0,115032	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT- RT	0,39697	0,407135
DT- DC	*-1,3118	0,407135
RT- DC	*-1,70877	0,407135

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.42: Test de Sheffee en el análisis de retención de los tres cementos en las dos superficies de pilar analizadas después de un proceso de termociclado.

En la tabla 6.43 se ilustran cada una las diferencias que existen entre los tres cementos utilizados para cada rugosidad. Se indican los valores medios de retención de las coronas expresados en MPa y la desviación estándar.

Cemento	DT	RT	DC	p-valor
Pilar sin arenar	0,333 ± 0,151	0,254 ± 0,153	1,112 ± 0,465	0,0001*
Pilar arenado	0,922 ± 0,249	0,207 ± 0,176	2,766 ± 0,895	0,0001*
p-valor	0,0001*	0,5038	0,0001*	

*Indica que existen diferencias significativas.

Tabla 6.43: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.

En el análisis del tipo de fallo se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0409$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.44 y en las figuras 6.41, 6.42 y 6.43.

	A.corona	A.pilar	A.pilar-corona	Cohesivo
DT	40.91%	45,45%	9,09%	4,55%
RT	5,56%	72,78%	5,56%	11,11%
DC	41,67%	33,33%	20,83%	4,17%

Tabla 6.44: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos después del termociclado.

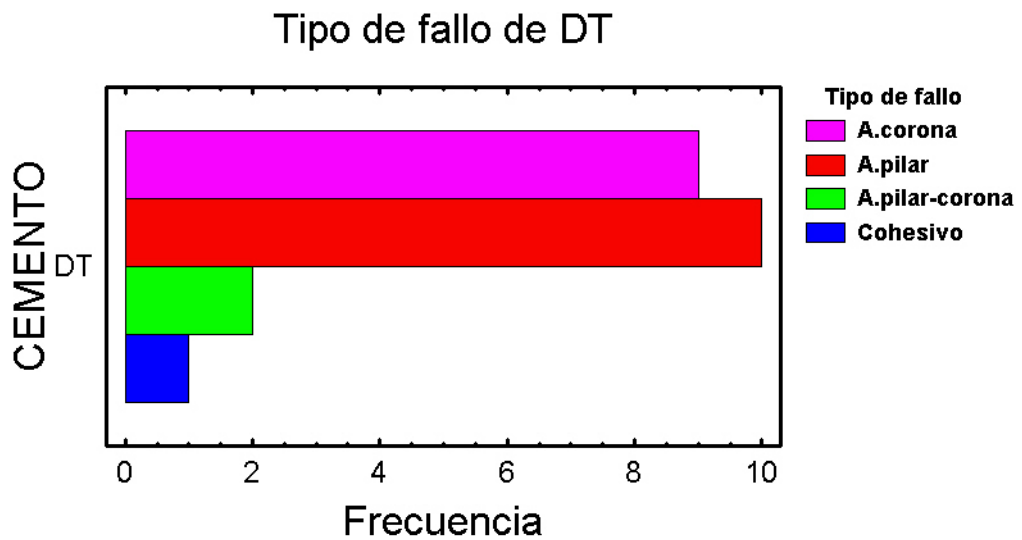


Fig. 6.41: Tipo de fallo del cemento DT en las restauraciones unitarias, tras un proceso de termociclado.

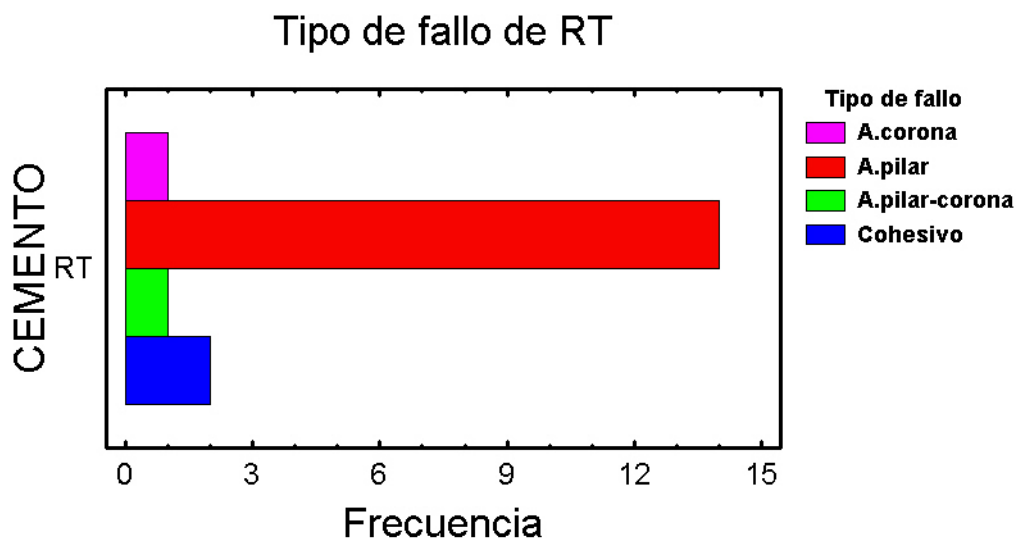


Fig. 6.42: Tipo de fallo del cemento RT en las restauraciones unitarias, tras un proceso de termociclado.

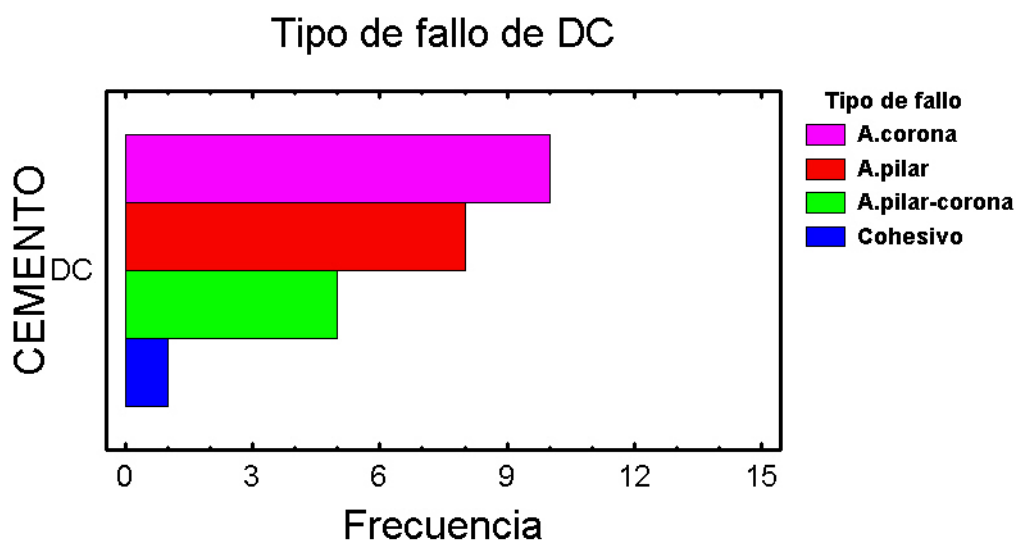


Fig .6.43: Tipo de fallo del cemento DC en las restauraciones unitarias, tras un proceso de termociclado.

6.6. INTERACCIÓN ENTRE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN RESTAURACIONES UNITARIAS CON Y SIN TERMOCICLADO (Estudios 3, 4).

En este análisis se comparó la influencia del termociclado en la fuerza de retención, para cada uno de los cementos evaluados (DT, RT, DC) en restauraciones unitarias sobre implantes. Se comparó cada uno de ellos a nivel de retención, asimismo se observó el tipo de fallo. Los resultados obtenidos se presentan a continuación.

6.6.1. Para el cemento DT:

Al analizar los valores de retención para el cemento DT, antes y después del termociclado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,7047$) a nivel de fuerza de retención (figura 6.44). El cemento DT termociclado presentó los valores de retención más elevados en comparación al cemento DT sin termociclar.

Influencia del termociclado en la fuerza de retención de DT

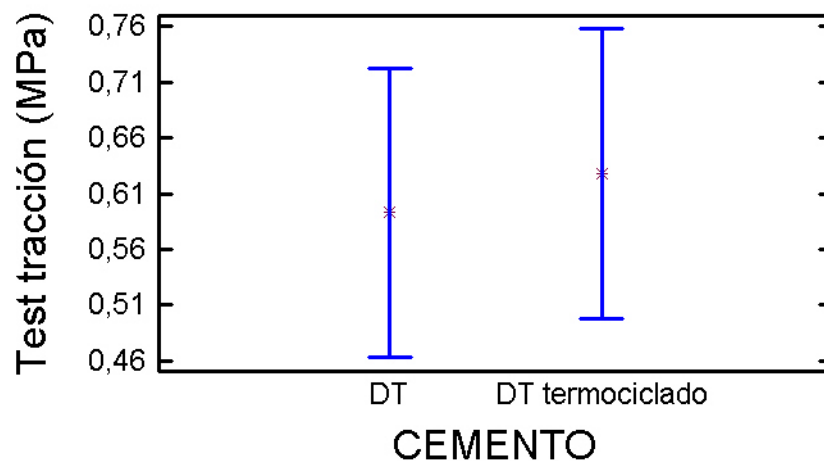


Fig. 6.44: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DT antes y después del proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre el cemento DT termociclado y sin termociclar no existían diferencias significativas, por lo que se consideraron grupos homogéneos (tabla 6.45).

Contraste Múltiple de Rango para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje LSD			
CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
DT	24	0,592935	X
DT termo.	24	0,62769	X
Contraste		Diferencias	+/- Límites
DT-DT termo.		-0,0347549	0,183462

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.45: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DT antes y después del termociclado.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento DT para cada superficie del pilar (arenado y no arenado), se detallan a continuación.

Al analizar la influencia de la rugosidad del pilar en el cemento DT en las dos condiciones (con y sin termociclar) se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0021$). El cemento DT en condiciones de termociclado presentó diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) a nivel de retención en los dos tipos de pilares. Mientras que en condiciones de no termociclado el cemento DT no obtuvo diferencias estadísticamente significativas ($p=0,1624$) al observar los valores de retención en los dos tipos de pilar (figura 6.45).

Influencia del termociclado en DT con y sin tratamiento del pilar

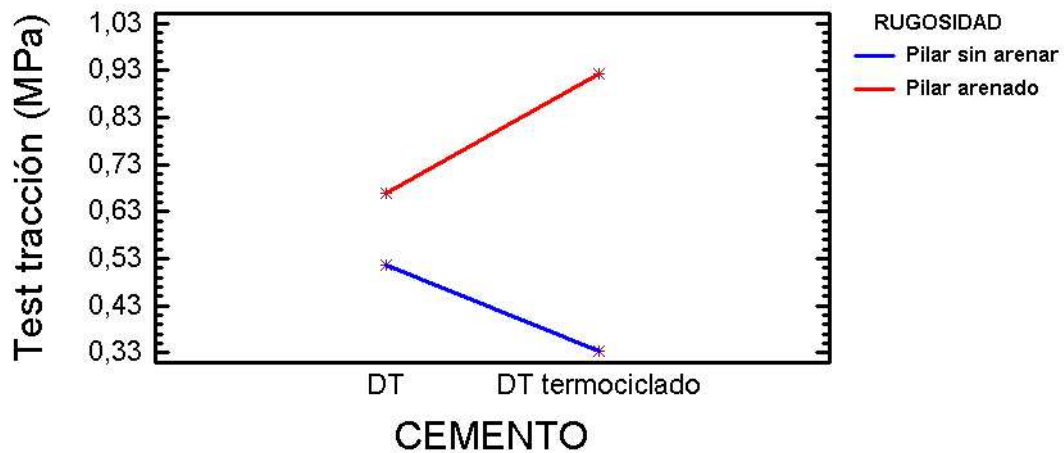


Fig. 6.45: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DT antes y después del proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la influencia de la rugosidad del pilar sobre el cemento DT antes y después de estar termociclado no presentaba diferencias significativas, siendo grupos homogéneos (tabla 6.46)

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT	24	0,592935	0,0473491	X
DT termo.	24	0,62769	0,0473491	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT-DT termo.			-0,0347549	0,134953

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.46: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DT antes y después del termociclado con las dos superficies de pilar.

Al analizar el tipo de fallo para el cemento DT se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0032$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.47 y figura 6.46

	A. corona	A.pilar	A.pilar-corona	Cohesivo
DT	0%	79,16%	16,68%	4,16%
DT termociclado	41,66%	41,66%	8,34%	8,34%

Tabla 6.47: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado.

Tipo de fallo de DT con y sin termociclado

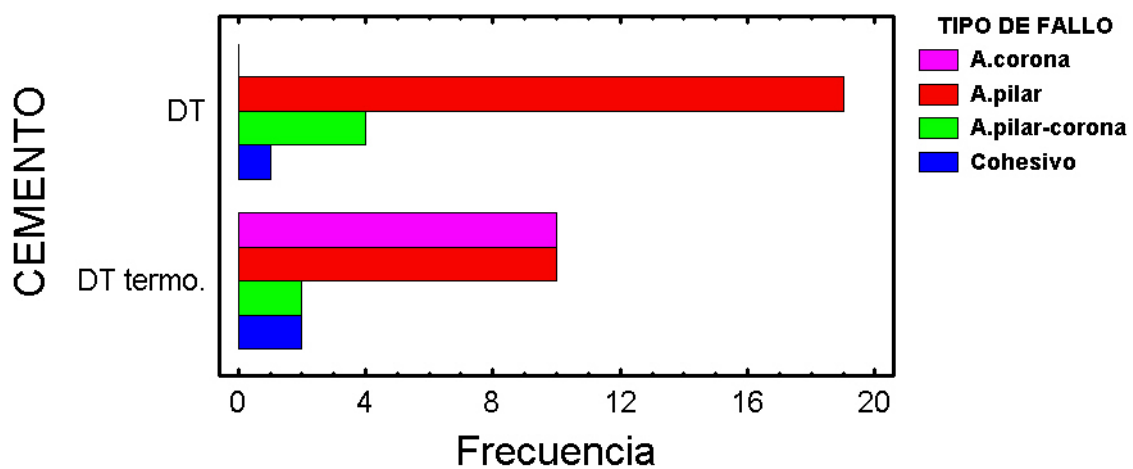


Fig. 6.46: Comparativa del tipo de fallo del cemento DT con y sin termociclado.

6.6.2. Para el cemento RT:

Al analizar los valores de retención para el cemento RT, antes y después del termociclado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,4519$) a nivel de fuerza de retención (figura 6.47). El cemento RT sin termociclar presentó los valores de retención más elevados en comparación al cemento RT sin termociclado.

Influencia del termociclado en la fuerza de retención de RT

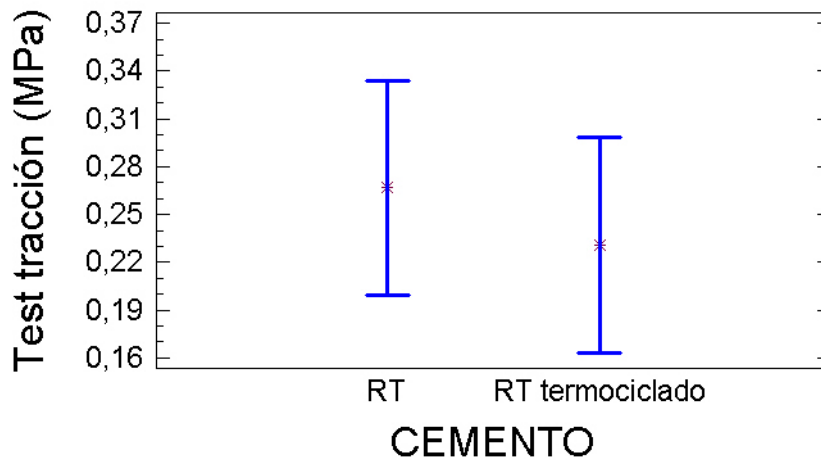


Fig. 6.47: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con RT antes y después del proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre el cemento RT termociclado y sin termociclar no existían diferencias significativas, por lo que se consideraron grupos homogéneos (tabla 6.48)

Contraste Múltiple de Rango para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje LSD

CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
RT	24	0,23072	X
RT termo.	24	0,266706	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
RT-RT termo.	0,0359855	0,0954735

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.48: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento RT antes y después del termociclado.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento RT para cada superficie del pilar (arenado y no arenado), se detallan a continuación.

Al analizar la influencia de la rugosidad del pilar en el cemento RT en las dos condiciones (con y sin termociclar) se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0153$). El cemento RT en condiciones de termociclado no presentó diferencias estadísticamente significativas ($p=0,5038$) a nivel de retención en los dos tipos de pilares. En condiciones de no termociclado el cemento RT obtuvo diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0053$) al observar los valores de retención en los dos tipos de pilar (figura 6.48).

Influencia del termociclado en RT con y sin tratamiento de del pilar

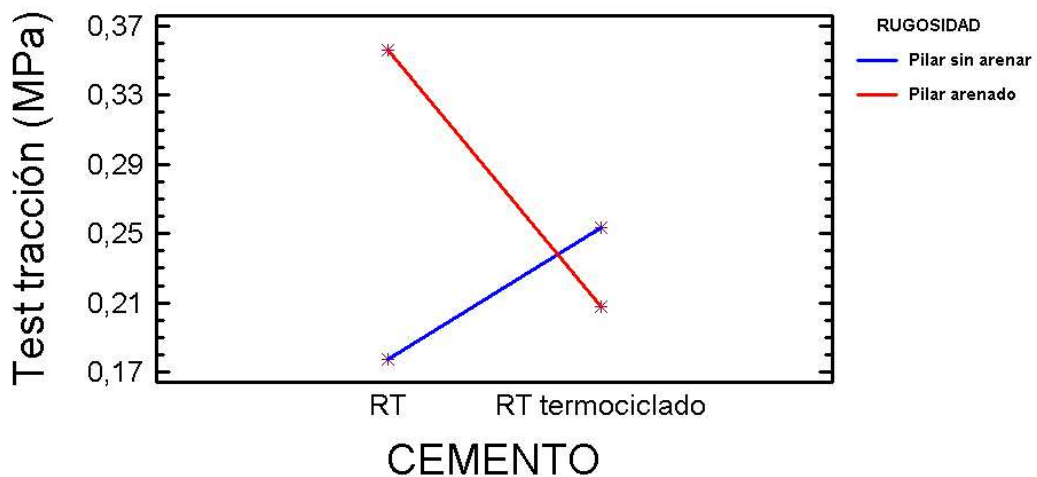


Fig. 6.48: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con RT antes y después del proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la influencia de la rugosidad del pilar sobre el cemento RT antes y después de estar termociclado no presentaba diferencias significativas, siendo grupos homogéneos (tabla 6.49).

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	24	0,23072	0,0331854	X
RT termo.	24	0,266706	0,0331854	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
RT-RT termo.	0,0359855	0,0945246

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.49: Test de Shefee en el análisis de retención del cemento RT antes y después del termociclado con las dos superficies de pilar.

En el análisis del tipo de fallo para el cemento RT se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0088$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.50 y figura 6.49.

	A.corona	A.pilar	A.pilar-corona	Cohesivo
RT	41,66%	41,66%	12,5%	4,18%
RT termociclado	4,16%	66,66%	8,34%	20,84%

Tabla 6.50: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado.

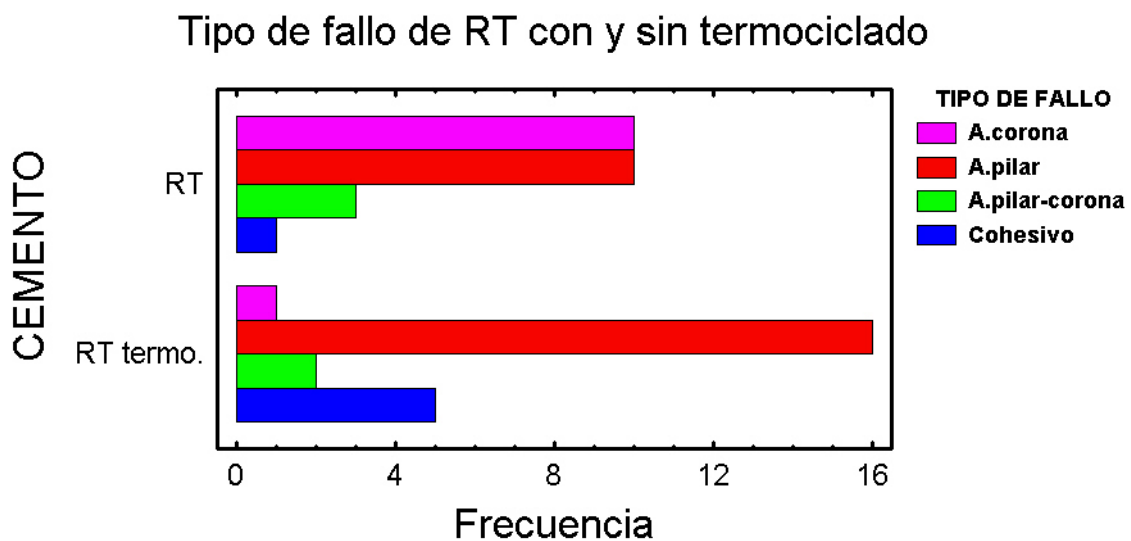


Fig. 6.49: Comparativa del tipo de fallo del cemento RT con y sin termociclado.

6.6.3. Para el cemento DC:

Al analizar los valores de retención para el cemento DC, con y sin termociclar, se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) a nivel de fuerza de retención (figura 6.50). El cemento DC termociclado presentó los valores de retención más elevados en comparación al cemento DC sin termociclar.

Influencia del termociclado en la fuerza de retención de DC

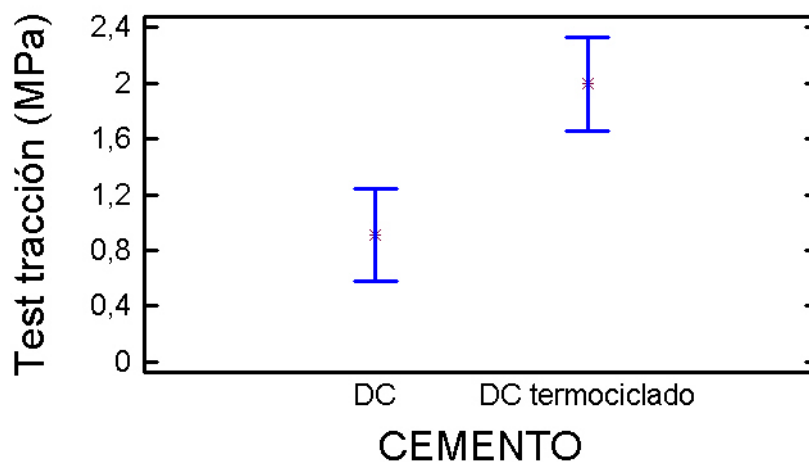


Fig. 6.50: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DC antes y después del proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre el cemento DC termociclado y sin termociclar existían diferencias significativas, por lo que se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.51).

Contraste Múltiple de Rango para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje LSD

CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
DC	24	0,897859	X
DC termo.	24	1,93949	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DC-DC termo.	*-1,04163	0,466338

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.51: Test de Sheffee en el análisis de retención del cemento DC antes y después del termociclado.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento DC para cada superficie del pilar (arenado y no arenado), se detallan a continuación.

Al analizar la influencia de la rugosidad del pilar en el cemento DC en las dos condiciones (con y sin termociclar) se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$). El cemento DC en condiciones de termociclado tiene diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) a nivel de retención en los dos tipos de pilares. En condiciones de no termociclado, el cemento DC no tiene diferencias estadísticamente significativas ($p=0,5721$) al observar los valores de retención en los dos tipos de pilar (figura 6.51).

Influencia del termociclado en DC con y sin tratamiento del pilar

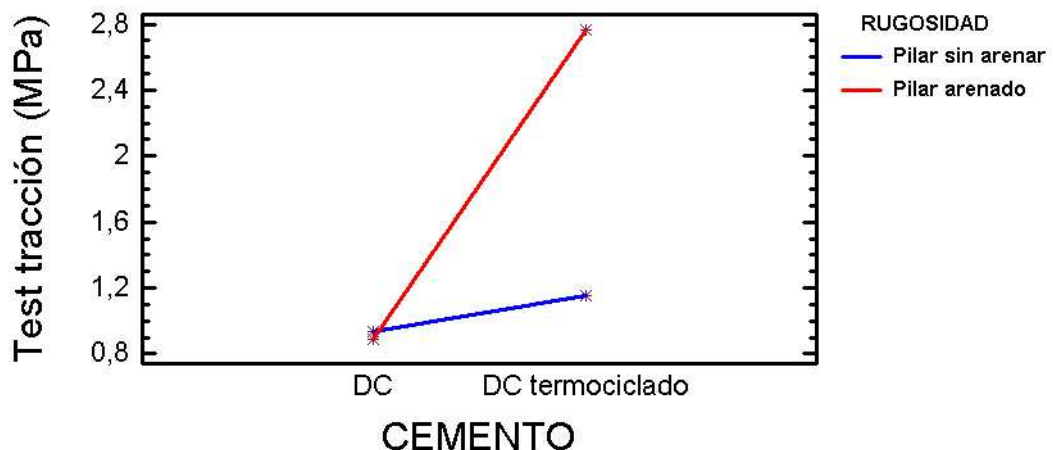


Fig. 6.51: Fuerza de retención de las restauraciones cementadas con DC antes y después del proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que la influencia de la rugosidad del pilar sobre el cemento DC antes y después de estar termociclado presentaba diferencias significativas, siendo grupos no homogéneos (tabla 6.52)

Contraste Múltiple de Rangos para F_Tracción Mpa según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe

CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DC	24	0,897859	0,111696	X
DC termo.	24	1,93949	0,111696	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DC-DC termo.	*-1,04163	0,318353

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.52: Test de Shefee en el análisis de retención del cemento DC antes y después del termociclado con las dos superficies de pilar.

Al analizar el tipo de fallo para el cemento DC se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,3560$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.53 y figura 6.52.

	A.corona	A.pilar	A.pilar-corona	Cohesivo
DC	52,18%	43,48%	4,34%	0%
DC termociclado	47,82%	34,78%	17,4%	0%

Tabla 6.53: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado.

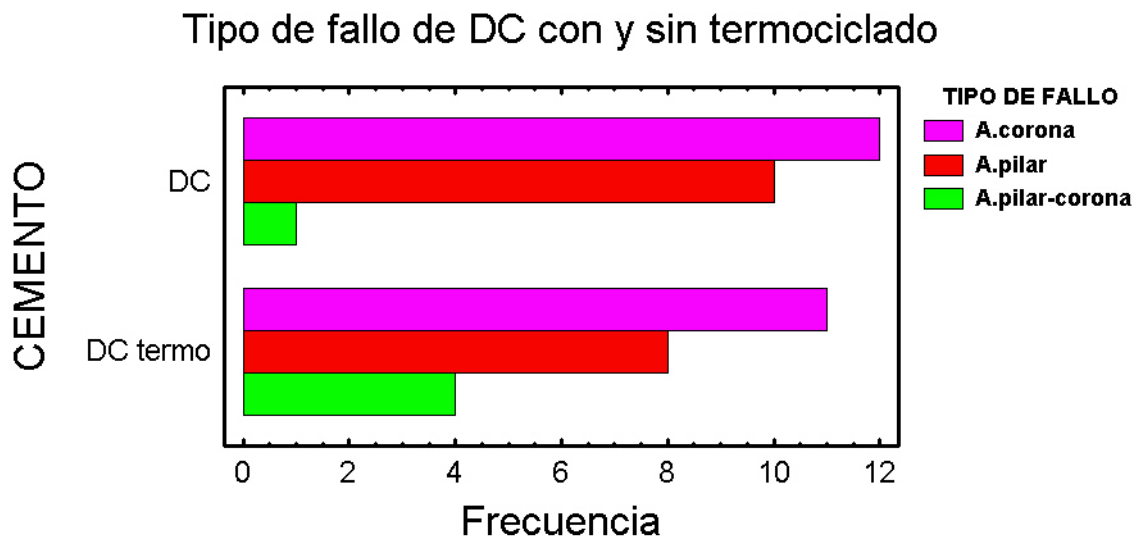


Fig. 6.52: Comparativa del tipo de fallo del cemento DC con y sin termociclado.

6.7. ESTUDIO PILOTO CON METAL *PRIMER* (Estudio 5)

En este estudio se realizaron los test de *shear bond strength* para cada uno de los cementos evaluados (DT, RT, DC) con la colocación de un *primer* de metal. Se analizó cada uno de ellos a nivel de adhesión en cada una de los materiales (titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto) y se observó el tipo de fallo. Los resultados obtenidos en el estudio 5 se presentan a continuación.

Se realizaron un total de 108 test, 36 para cada cemento, realizando 12 test para cada una de las superficies estudiadas.

Al analizar los valores de adhesión para cada tipo de cemento después de la colocación del *primer* se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0001$) a nivel de fuerza de adhesión entre los tres tipos de cementos (figura 6.53). El cemento DC fue el que presentó los valores más altos de adhesión, seguido del cemento DT. El cemento RT fue el que presentó los valores más bajos de adhesión.

Fuerza de adhesión para cada tipo de cemento

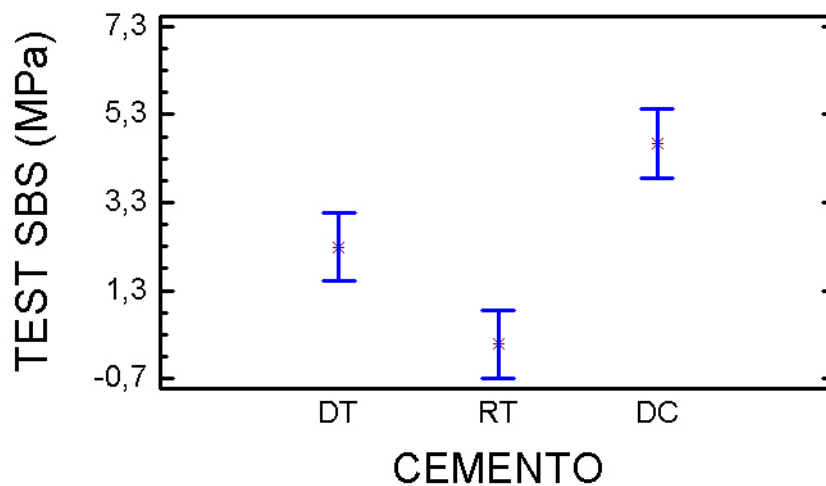


Fig. 6.53: Valores de adhesión de cada uno de los cementos testados después de colocar el *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que los tres cementos presentaban diferencias significativas, tratándose de grupos no homogéneos (tabla 6.54).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	36	0,0833333	0,394254	X
DT	36	2,29167	0,394254	X
DC	36	4,65	0,394254	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
DT - RT	*2,20833	1,38446
DT - DC	*-2,35833	1,38446
RT - DC	*-4,56667	1,38446

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.54: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento con la colocación del *primer*.

Al analizar los valores de adhesión para cada tipo de material, realizados los test no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,1875$) a nivel de fuerza de adhesión entre los tres tipos de material (figura 6.54). El material Cr-Co presentó los valores de adhesión más altos, seguido del Ti pulido. El material Ti arenado obtuvo los valores más bajos de adhesión.

Fuerza de adhesión para cada tipo de material

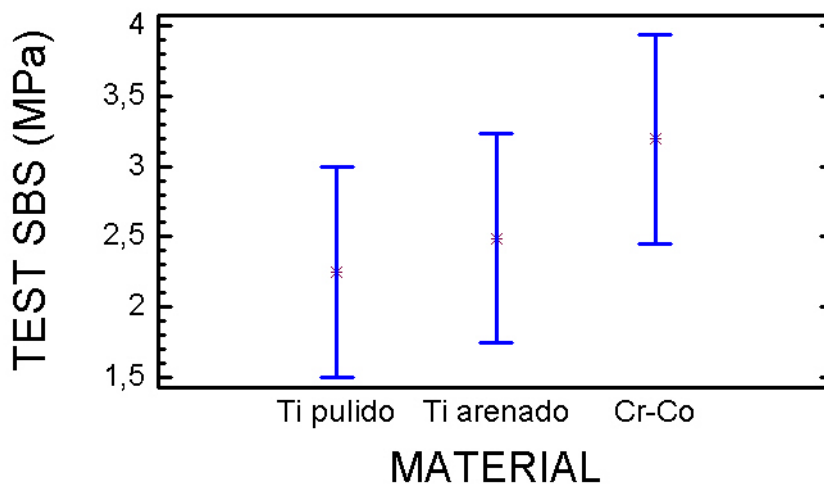


Fig. 6.54: Valores de retención de cada uno de los materiales testados después de la colocación del *primer*.

. Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los materiales titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto no existían diferencias significativas, considerándose grupos homogéneos (tabla 6.55)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según MATERIAL

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
MATERIAL	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Ti pulido	72	2,24861	0,377914	X
Ti arenado	72	2,48889	0,377914	X
Cr-Co	72	3,19306	0,377914	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
Ti pulido - Ti arenado	-0,240278	1,31746
Ti pulido - Cr-Co	-0,944444	1,31746
Ti arenado - Cr-Co	-0,704167	1,31746

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.55: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada material con la colocación del primer.

Al analizar el comportamiento de la adhesión entre cada uno de los cementos y materiales se observó que existían diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,0392$) (figura 6.55).

Fuerza de adhesión para cada cemento y material

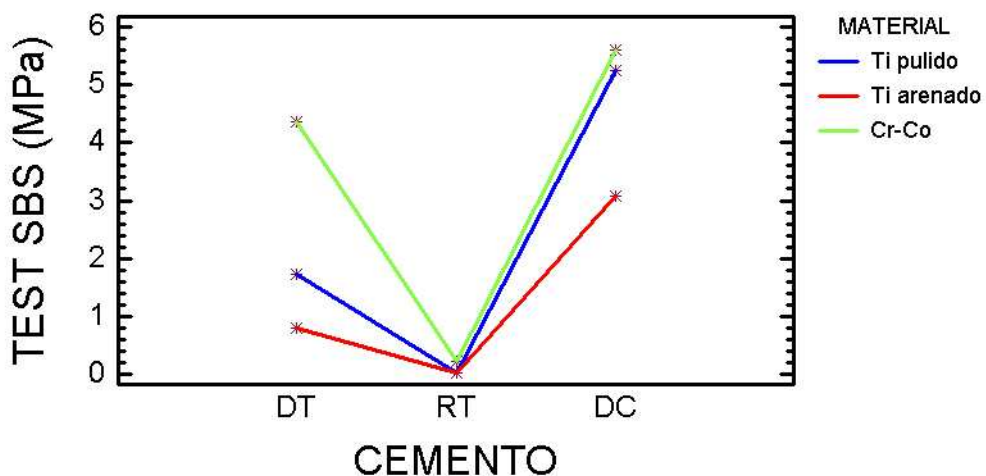


Fig. 6.55: Valores de adhesión en la interacción cemento-material tras los test de shear bond después de un proceso de termociclado.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que en la interacción cemento-tipo de material existían diferencias significativas entre los tres cementos, y por lo tanto se consideraron grupos no homogéneos (tabla 6.56).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT	36	0,0833333	0,385177	X
DT	36	2,675	0,385177	X
DC	36	6,07778	0,385177	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT- RT			*2,59167	1,35297
DT- DC			*-3,40278	1,35297
RT- DC			*-5,99444	1,35297

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.56: Test de Sheffee en el análisis de adhesión de cada cemento con la colocación del *primer* para cada tipo de material.

En la tabla 6.57 se ilustran cada una de las diferencias que existen entre los tres cementos utilizados para cada material. Se indican los valores medios de adhesión expresados en MPa y la desviación estándar.

Cemento \ Material	DT	RT	DC	p-valor
Ti pulido	2,283 ± 1,556	0,083 ± 0,003	4,133 ± 1,934	0,0001*
Ti arenado	2,925 ± 1,707	0,067 ± 0,049	8,05 ± 18,910	0,0001*
Cr-Co	2,816 ± 1,541	0,1 ± 0,0738	6,05 ± 14,779	0,0001*
p-valor	0,581	0,419	0,036*	

*Indica que existen diferencias significativas.

Tabla 6.57: Medias de fuerza de adhesión expresadas en MPa y la desviación estándar con la colocación del *primer*. Se adjuntan los p-valores de cada fase experimental.

Al analizar el tipo de fallo se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0001$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.58 y figura 6.56.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DT	66,67%	16,67%	16,67%	0%
RT	37,50%	45,83%	5,56%	11,11%
DC	66,67%	16,67%	16,67%	0%

Tabla 6.58: Incidencia de cada tipo de fallo en cada uno de los cementos después de la colocación del *primer*.

Tipo de fallo para cada cemento y material

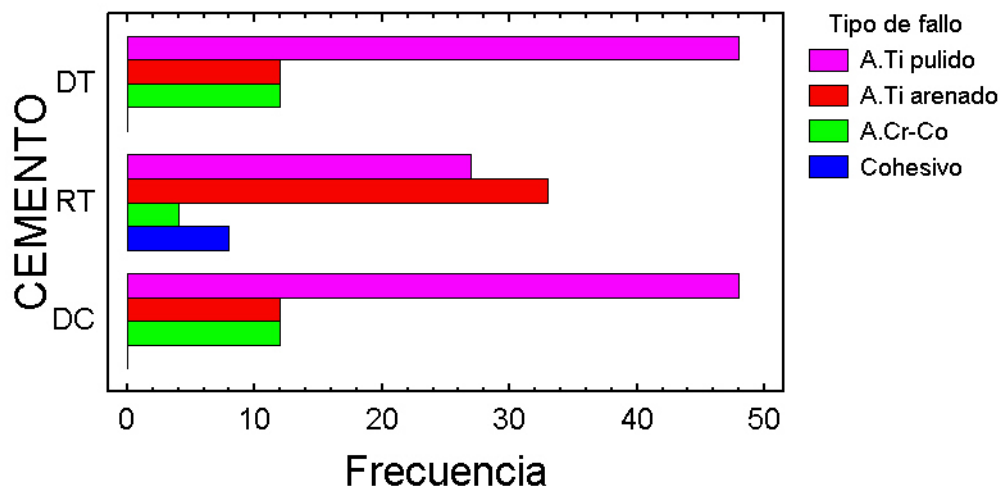


Fig. 6.56: Comparativa del tipo de fallo de cada uno de los cementos estudiados cementos después de la colocación del *primer*.

6.8. INTERACCIÓN EN LA FUERZA DE ADHESIÓN CON Y SIN LA COLOCACIÓN DE METAL *PRIMER* (Estudios 1, 5).

Se evaluó la influencia de la colocación de un *primer* de metal en la fuerza de adhesión de cada uno de los cementos (DT, RT, DC). Se comparó cada uno de ellos a nivel de adhesión en cada una de las superficies y se observó el tipo de fallo. Los resultados obtenidos se presentan a continuación.

6.8.1. Para el cemento DT:

Al analizar los valores de adhesión para el cemento DT con y sin *primer* no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,4205$) a nivel de fuerza de adhesión. El cemento DT con el *primer* presentó los valores de adhesión más elevados en comparación al cemento DT sin *primer* (figura 6.57).

Influencia del primer en la fuerza de adhesión de DT

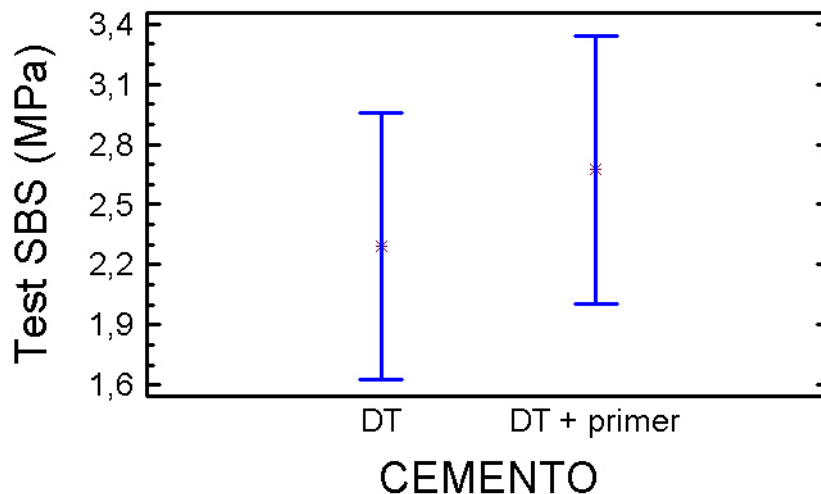


Fig. 6.57: Valores de adhesión del cemento DT con y sin *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los dos grupos (cemento DT con y sin primer) no existían diferencias significativas y correspondía a grupos homogéneos (tabla 6.59).

Contraste Múltiple de Rango para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje LSD			
CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
DT	36	2,29167	X
DT primer	36	2,675	X
Contraste		Diferencias	+/- Límites
DT- DT primer		-0,383333	0,943465

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.59: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin la colocación del primer.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento DT para cada material en específico, se detallan a continuación.

Al analizar la influencia del *primer* en el cemento DT para cada material se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0019$) en los tres materiales (figura 6.58).

Influencia del primer en la adhesión de DT según material

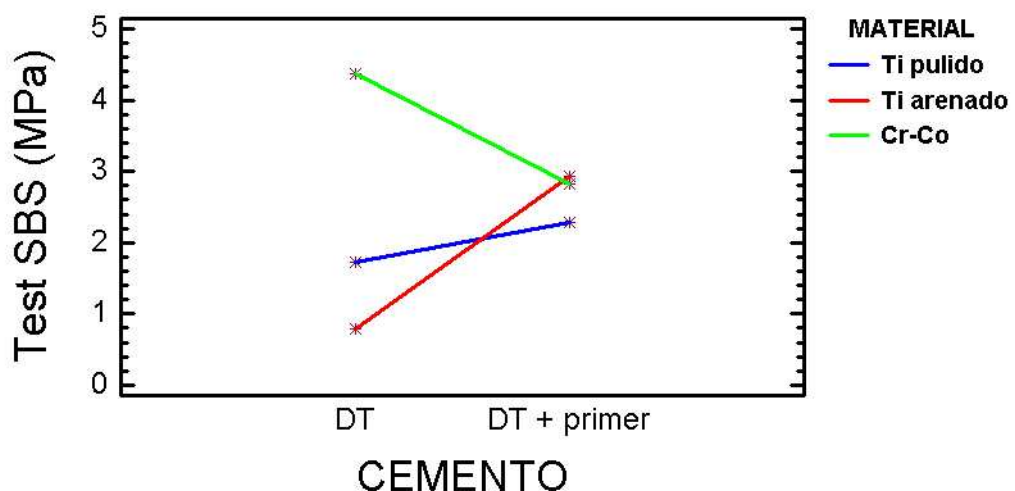


Fig. 6.58: Valores de adhesión del cemento DT en la interacción cemento-material tras los test de *shear bond* después de la colocación del *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DT con y sin *primer* no presentaba diferencias significativas a nivel de adhesión para cada material, siendo grupos homogéneos (tabla 6.60)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
DT	36	2,29167	0,287434	X
DT <i>primer</i>	36	2,675	0,287434	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
DT-DT <i>primer</i>			-0,383333	0,811592

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.60: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DT con y sin la colocación del *primer*, para cada material.

Al analizar el tipo de fallo para el cemento DT se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 1$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.61 y figura 6.59.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DT	33,34%	33,34%	33,34%	0%
DT <i>primer</i>	33,34%	33,34%	33,34%	0%

Tabla 6.61: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DT con y sin *primer*.

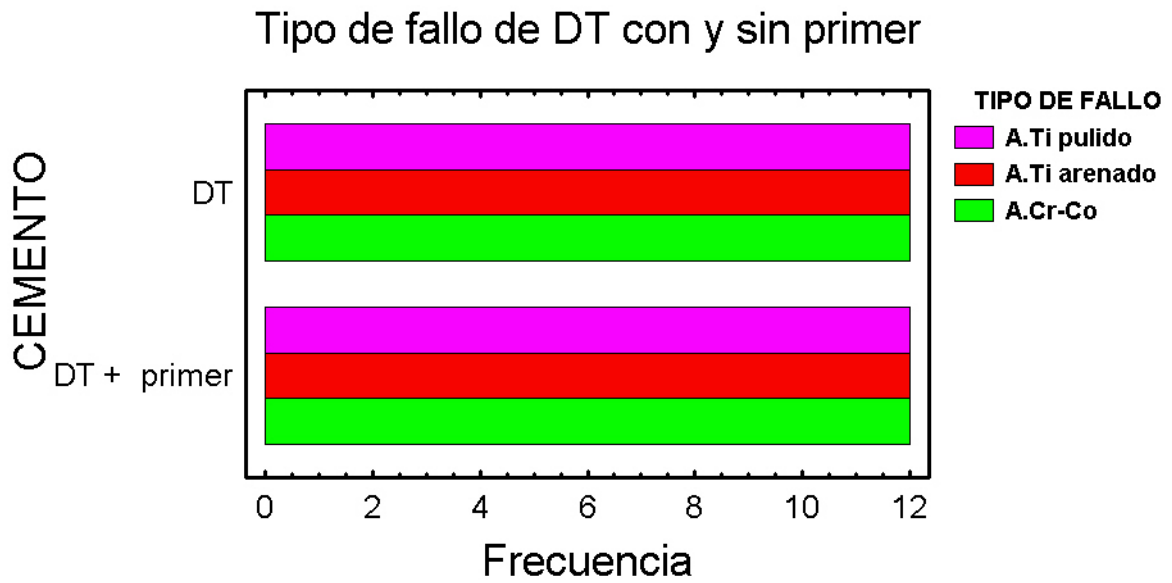


Fig. 6.59: Comparativa del tipo de fallo del cemento DT con y sin *primer*

6.8.2. Para el cemento RT:

Al analizar los valores de adhesión para el cemento RT con y sin *primer* no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p= 1$) a nivel de fuerza de adhesión. El cemento RT obtuvo los mismos valores de adhesión con y sin *primer* (figura 6.60).

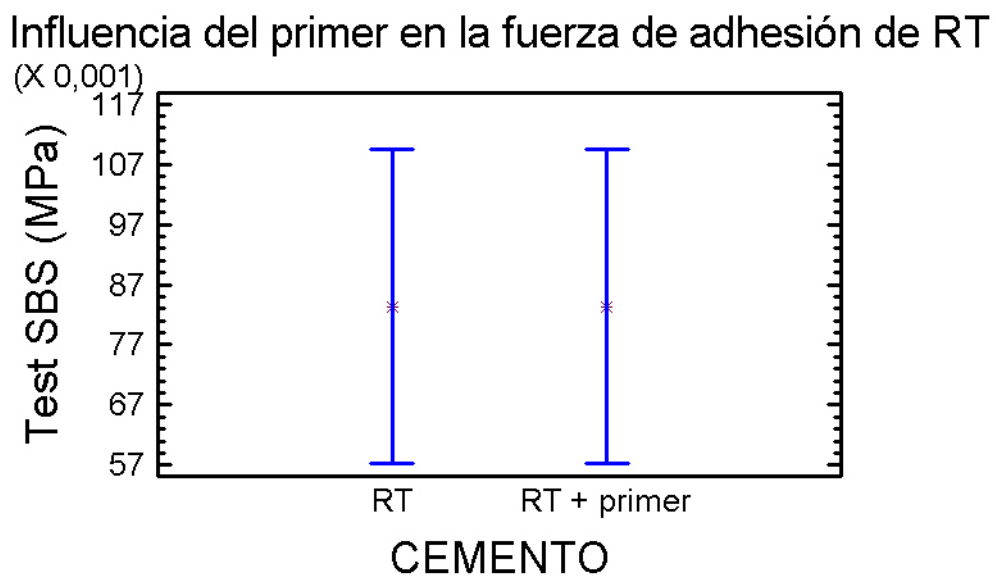


Fig. 6.60: Valores de adhesión del cemento RT con y sin *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los dos grupos (cemento RT con y sin *primer*) no existían diferencias significativas, considerándose grupos homogéneos (tabla 6.62).

Contraste Múltiple de Rango para SBS según CEMENTO

CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
RT	36	0,0833333	X
RT primer	36	0,0833333	X

Contraste	Diferencias	+/- Límites
RT-RT primer	0,0	0,0521057

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.62: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin la colocación del *primer*.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento RT para cada material en específico, se detallan a continuación.

Al analizar la influencia del *primer* en el cemento RT para cada material se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0034$) en los tres materiales (figura 6.61).

Influencia del primer en la adhesión de RT según material

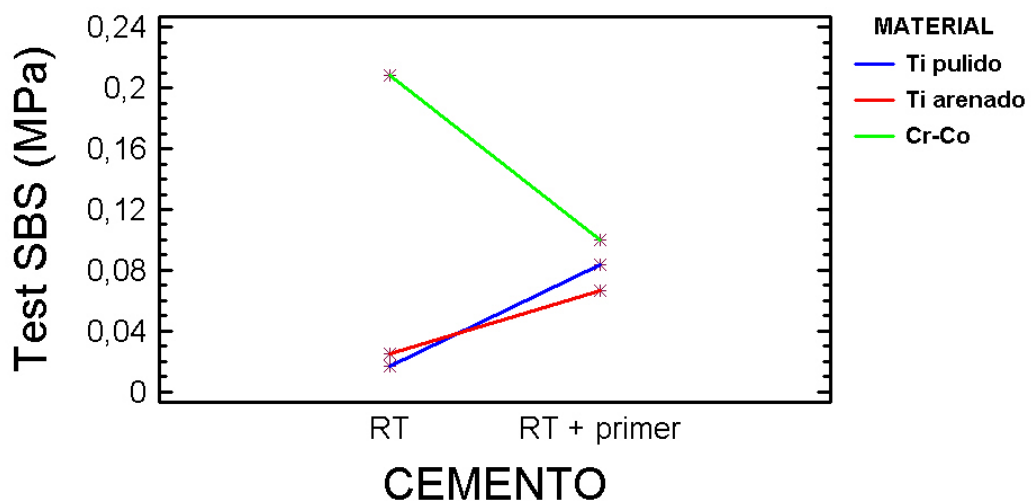


Fig. 6.61: Valores de adhesión del cemento RT en la interacción cemento-material tras los test de *shear bond* después de la colocación del *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento RT con y sin *primer* no presentaba diferencias significativas a nivel de adhesión para cada material, siendo grupos homogéneos (tabla 6.63)

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje Scheffe				
CEMENTO	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
RT <i>primer</i>	36	0,0833333	0,0166565	X
RT	36	0,0833333	0,0166565	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
RT-RT <i>primer</i>			0,0	0,0470049

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.63: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento RT con y sin la colocación del *primer*, para cada material.

Al analizar el tipo de fallo para el cemento DT se observó que existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 0,0002$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.64 y figura 6.62.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
RT	18,06%	15,28%	5,56%	11,11%
RT <i>primer</i>	0%	13,89%	5,56%	30,56%

Tabla 6.64: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento RT con y sin *primer*.

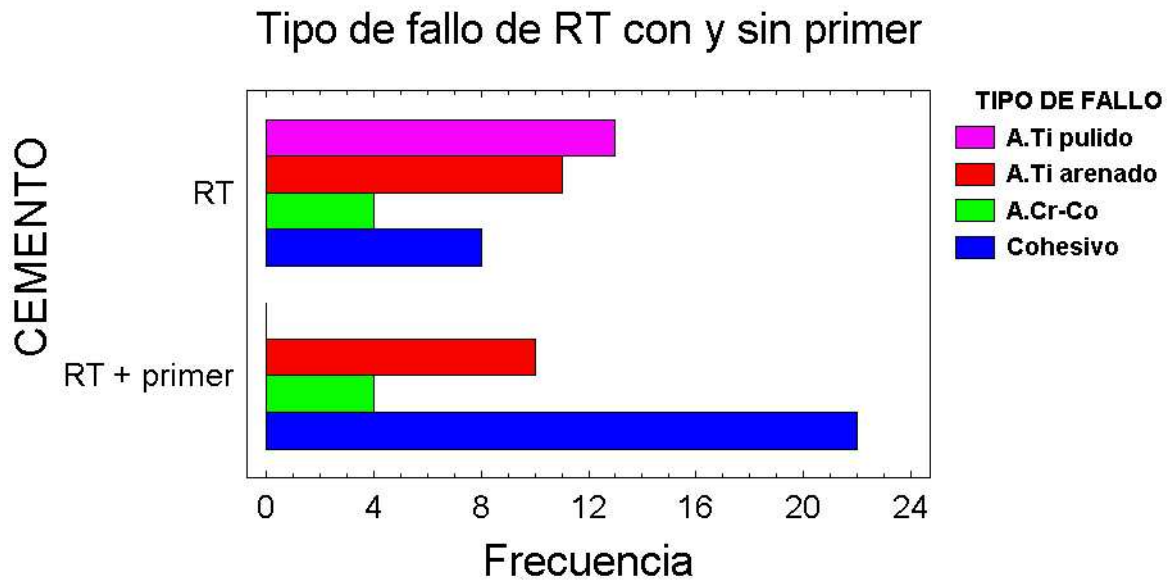


Fig. 6.62: Comparativa del tipo de fallo del cemento RT con y sin *primer*

6.8.3. Para el cemento DC:

Al analizar los valores de adhesión para el cemento DC con y sin *primer* no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0949$) a nivel de fuerza de adhesión. El cemento DC con el *primer* presentó los valores de adhesión en comparación al cemento DC sin *primer* (figura 6.63).

Influencia del primer en la fuerza de adhesión de DC

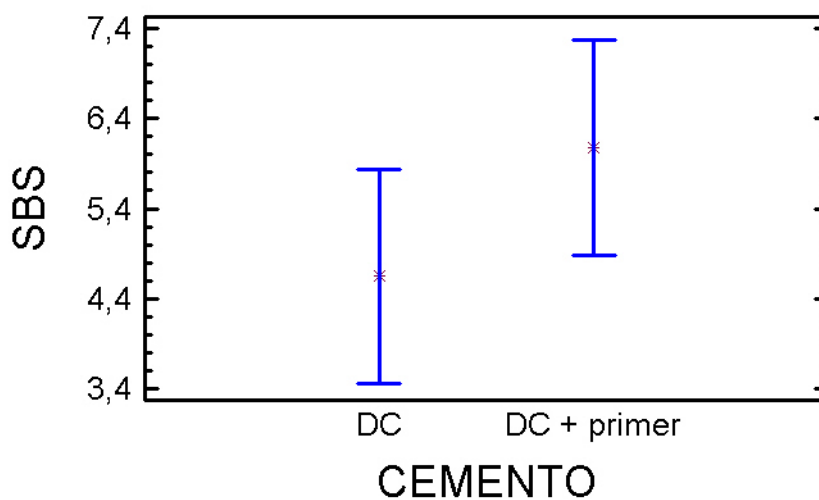


Fig. 6.63: Valores de adhesión del cemento DC con y sin *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que entre los dos grupos (cemento DC con y sin *primer*) no se observaron diferencias significativas, considerándose grupos homogéneos (tabla 6.65).

Contraste Múltiple de Rango para SBS según CEMENTO

Método: 95,0 porcentaje LSD			
CEMENTO	Frec.	Media	Grupos homogéneos
DC	36	4,65	X
DC <i>primer</i>	36	6,07778	X
Contraste		Diferencias	+/- Límites
DC-DC <i>primer</i>		-1,42778	1,68206

* indica una diferencia significativa.

Tabla 6.65: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin la colocación del *primer*.

Los resultados obtenidos al analizar cada uno de los comportamientos del cemento DC para cada material en específico, se detallan a continuación.

Al analizar la influencia del *primer* en el cemento DC para cada material se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0079$) en los tres materiales (figura 6.64).

Influencia del *primer* en el cemento DC según material

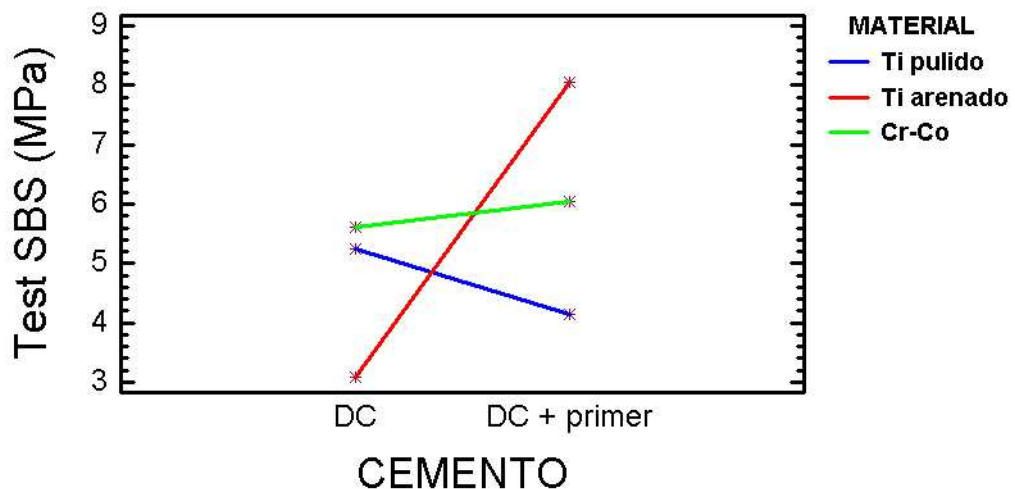


Fig. 6.64: Valores de adhesión del cemento DC en la interacción cemento-material tras los test de *shear bond* después de la colocación del *primer*.

Al realizar el contraste múltiple de rangos mediante el test de Scheffe se determinó que el cemento DC con y sin *primer* no presentaba diferencias significativas a nivel de adhesión para cada material, siendo grupos homogéneos (tabla 6.66).

Contraste Múltiple de Rangos para SBS según CEMENTO

```

-----
Método: 95,0 porcentaje Scheffe
CEMENTO      Recuento  Media LS      Sigma LS      Grupos Homogéneos
-----
DC           36         4,65          0,599254     X
DC primer   36         6,07778      0,599254     X
-----
Contraste                                Diferencias      +/- Límites
-----
DC-DC primer                                -1,42778        1,69111
-----
* indica una diferencia significativa.
    
```

Tabla 6.66: Test de Sheffee en el análisis de adhesión del cemento DC con y sin la colocación del *primer*, para cada material.

Al analizar el tipo de fallo para el cemento DC se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento ($p= 1$) para cada caso particular. Las frecuencias obtenidas al analizar los tipos de fallo en relación a cada uno de los cementos, se exponen la siguiente tabla 6.67 y figura 6.65.

	A.Ti pulido	A.Ti arenado	A.Cr-Co	Cohesivo
DC	16,67%	16,67%	16,67%	0%
DC <i>primer</i>	16,67%	16,67%	16,67%	0%

Tabla 6.67: Incidencia de cada tipo de fallo del cemento DC con y sin *primer*.

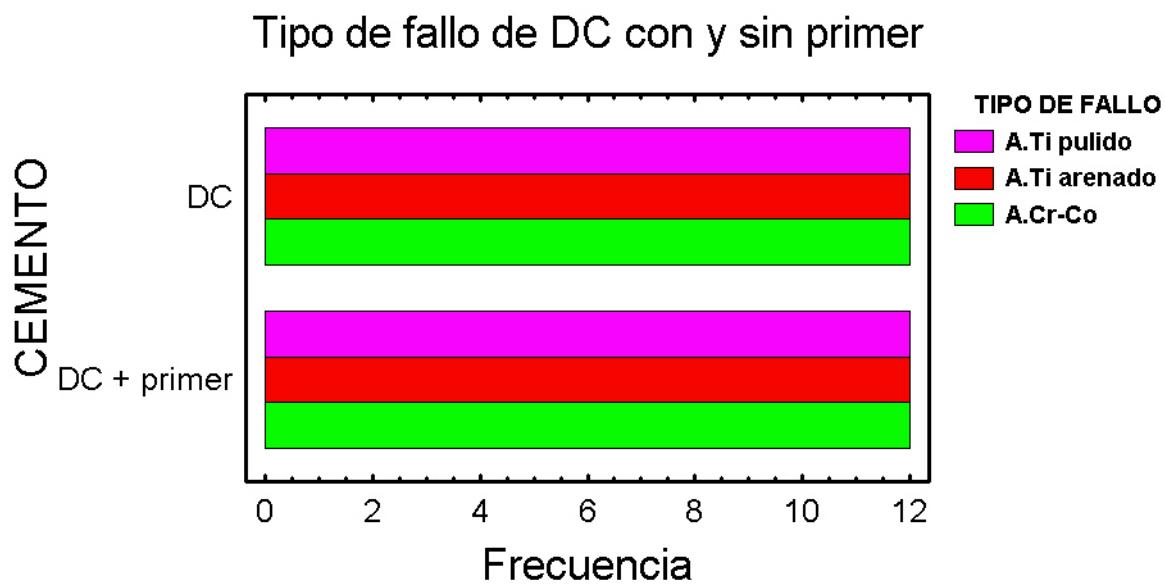


Fig. 6.65: Comparativa del tipo de fallo del cemento DC con y sin *primer*.

7. DISCUSIÓN

Desde que Branemark propuso el uso de implantes para reponer dientes, la progresión en este campo no ha dejado de evolucionar⁶⁶. En 1991, Nobel Biocare introdujo el sistema CeraOne[®] que consistía en un aditamento hexagonal con la intención de solventar el problema de la pérdida del tornillo. Por consiguiente, la restauración CeraOne[®] podía ser cementada al aditamento del implante sin riesgo de dañar el tornillo, evitando la emergencia del tornillo por lingual ofreciendo así un mayor confort lingual⁶⁵.

Existe una gran variedad de materiales y procedimientos para cementar las restauraciones fijas sobre implantes³. Una de las cuestiones a tener en cuenta a la hora de realizar una prótesis sobre implantes es la elección del tipo de sistema a utilizar: atornillada o cementada, o bien una combinación de ambas⁶⁷. Las restauraciones cementadas tienen unas características muy peculiares cuando las comparamos con las atornilladas. Las restauraciones cementadas sobre implantes presentan numerosas ventajas respecto a las restauraciones atornilladas, como ha sido ampliamente descrito en la literatura^{1,25,26}. Algunas de estas ventajas, descritas previamente en el marco teórico de este trabajo (página 35), son: un mayor confort lingual, un mejor perfil de emergencia y una mayor facilidad de higiene⁶⁵. La principal desventaja que presenta esta opción de restauración es la dificultad en el retratamiento, lo que compromete el éxito de este tipo de prótesis⁶⁵.

En las restauraciones cementadas existen varios aspectos a tener en cuenta que afectan a la retención de la restauración, destacando: el paralelismo de las paredes del pilar, el área y la altura del pilar, la textura superficial del pilar y el tipo de cemento²¹. Existe una gran controversia en la literatura acerca del cementado de restauraciones sobre implantes. Algunos de los autores recomiendan el uso de cementos provisionales aunque se trate de restauraciones definitivas^{13,16}. En cambio, otros autores defienden el uso de cementos definitivos²⁸. En cualquier caso, el posible retratamiento es un factor a tener en cuenta en la elección de una restauración u otra^{20,38}.

Los principios de retención y resistencia de las prótesis fijas convencionales sobre dientes⁵⁶ son aplicables también a las prótesis sobre implantes cementadas. Así pues, la retención macromecánica de las restauraciones está directamente relacionada con la geometría del pilar y al cemento utilizado^{47,68}.

El tipo de agente cementante es también, evidentemente, un factor relevante y decisivo para la retención³¹.

7.1. Tests de laboratorio

Existen diferentes métodos para evaluar las propiedades adhesivas de los cementos, entre ellos, el *Test de shear bond strength*^{69,70}, test de tensión y test de microtensión son los más utilizados. Estos test se basan en el principio físico de aplicación de una carga sobre el cemento generando estrés tanto en el mismo cemento, como en la unión cemento-material hasta producirse el fallo del agente cementante. Para considerar un material dental como agente cementante debe cumplir tres funciones básicas: rellenar el espacio entre la restauración y el pilar, evitar el movimiento permitiendo el asentamiento de la restauración y, finalmente, otorgar una buena estética a la restauración. Estos son los tres pilares sobre los que se sustenta el concepto de cemento^{47,68,71,72}.

Estos tres test de laboratorio son los más utilizados para el análisis de los cementos. El test de cizalla (*shear bond strength*) es adecuado para el análisis de los cementos dado que es reproducible y fácil de llevar a cabo, por el contrario, según los clínicos, este tipo de test no refleja las situaciones clínicas y por lo tanto las condiciones del medio oral no quedan enmarcadas dentro de este test⁷³. Hay que tener en cuenta que en la clínica nunca se encuentra el factor adhesión como única variable. En ocasiones, para empezar a construir un estudio, es necesario aislar alguno de estos factores. Por consiguiente, los laboratorios idearon, en los años setenta, los “pull” test con restauraciones, en un primer momento sobre dientes, y a posteriori sobre implantes. Con estos test se consigue aproximarse más a la clínica y realizar una investigación con un enfoque más translacional que en los estudios de adhesión puros⁶⁸.

Los test realizados en el laboratorio deberían tener una validez tanto externa como interna. Una validez interna significa que los resultados son reproducibles y que los principales factores son conocidos y controlados y presentan una baja variabilidad. Una validez externa significa que los resultados que se obtienen en el estudio reflejan los resultados de la mayoría

de estudios de laboratorio que existen en la literatura dentro del mismo campo de estudio⁶⁸.

Cuando analizamos variables como la retención y la adhesión a nivel *in vitro*, deben considerarse ciertas limitaciones. Debemos tener en cuenta que, a nivel intraoral, las restauraciones están sometidas a combinaciones de fuerzas compresivas, fuerzas de tensión, y fuerzas de cizalla²⁹. Generalmente, puede considerarse que es la combinación de todas estas fuerzas la que produce un estrés localizado entre el pilar, la restauración y la película de cemento, que puede inducir al descementado de las restauraciones^{29,74}. Sin embargo a nivel *in vitro* es muy complicado reproducir de manera exacta las condiciones que encontramos en el medio oral. Por consiguiente, en este estudio *in vitro* se analizó, por un lado, la resistencia a la tracción en restauraciones unitarias y cementadas sobre pilares atornillados directos a implante con 3 protocolos distintos de cementado y 2 superficies distintas de pilares. Por otro lado, se utilizó el test de shear bond strength para estudiar de manera aislada la fuerza de adhesión de cada uno de los cementos para cada superficie. Una de las principales limitaciones de los este tipo de test es la de no considerar factores geométricos en la retención. No se han encontrado trabajos previos en la literatura que incorporen las pruebas de resistencia a la tracción y shear bond strength en un mismo estudio.

Con los resultados obtenidos en esta investigación no se pretende sugerir qué cemento es mejor que otro, sino establecer una descripción del comportamiento mecánico en diferentes situaciones de laboratorio, tanto desde el punto de vista del factor adhesión, como desde el punto de vista del factor retención.

En esta investigación se analizaron diferentes variables que podemos encontrar en la clínica para otorgar al estudio una visión más translacional y, por consiguiente, conceder al estudio una validez clínica. Debemos tener en cuenta que la elección de un tipo de cemento u otro depende del conocimiento de los materiales por parte del clínico.

La metodología utilizada en los diferentes estudios de laboratorio revisados muestran que cuando encontramos experimentos prácticamente idénticos suelen haber sido realizados por el mismo grupo de investigadores.

Las diferencias en los parámetros experimentales podría explicar por qué los mismos materiales se agrupan de manera distinta cuando se evalúan en diferentes centros de investigación. Pero incluso cuando se utilizan los mismos parámetros, en ocasiones los resultados son diferentes. La variabilidad de los resultados es muy alta y varía entre el 20% y el 40%. Esta alta variabilidad es indicativa de la dificultad de estandarizar y controlar todos los factores⁶⁸.

7.2. Cementos

La gama de materiales que tiene el clínico a su disposición es muy amplia. Cuando estos materiales son empleados como agentes cementantes tienen la función de unir dos superficies mediante un mecanismo físico-químico. Los agentes cementantes proporcionan el enlace entre la prótesis fija o provisional y la preparación del diente⁴⁷ o del pilar en el caso de restaurar con implantes. Los cementos deben resistir el estrés producido a nivel funcional y a nivel del medio en el que se encuentran, la cavidad oral⁴⁸. Actualmente, no existe un agente cementante ideal y que pueda utilizarse en todas las restauraciones⁴⁷.

Los cementos dentales que se suelen utilizar en prótesis sobre implantes pueden comportarse de manera distinta que cuando se utilizan sobre dientes⁷⁵.

Existen algunas dudas acerca de la posibilidad de usar cementos temporales en lugar de permanentes para poder retirar las prótesis sin causar ningún daño⁷⁶. Carter et al. recomendaron el uso de un agente cementante temporal al principio, y que fuera progresando a un cemento más fuerte hasta conseguir la retención deseada⁶⁷. Este enfoque permite evaluar la oclusión y reacción de los tejidos. Sin embargo, para aumentar la estabilidad de la restauración se ha hecho más popular el uso de cementos definitivos, incrementando en el caso de las restauraciones sobre implantes una mayor tasa de supervivencia⁷⁵.

Los cementos permanentes que se suelen utilizar en las prótesis sobre implantes evitan que la restauración pueda ser retirada, dificultando el posterior acceso al implante³.

Mehl y cols. evaluaron a nivel *in vitro* el comportamiento de diferentes agentes cementantes sobre pilares de titanio⁴². En este estudio se recomendó realizar un test de adhesión para los diferentes materiales y superficies

evaluados con el objetivo de entender mejor la adhesión de los cementos en las restauraciones y el comportamiento de los cementos en diferentes condiciones de superficie. Este autor también propone someter a las muestras a un proceso de envejecimiento mediante termociclado para poder evaluar de manera más precisa el factor adhesión en cada superficie⁴². Existen otros estudios en los que realizaron test de *shear bond strength* en diferentes tratamientos de superficie^{77,78}. Kern y cols., diseñaron diferentes protocolos de cementado para observar el comportamiento de los cementos sobre la superficie de zirconia. Al igual que en este estudio, las muestras fueron sometidas a un arenado de la superficie mediante partículas de óxido de alúmina. Posteriormente al cementado, se colocaron las muestras en condiciones de humedad y las muestras fueron sometidas a un proceso de envejecimiento mediante termociclado. Estos autores encontraron una mayor retención y supervivencia al descementado en los cementos resinosos en comparación con otros cementos no resinosos⁷⁸. Blatz y cols., diseñaron un protocolo distinto al anterior, colocando un agente imprimador (*primer*) sobre la superficie del material⁷⁸. Este protocolo de tratamiento de superficie fue el mismo que utilizamos en nuestra prueba piloto (estudio 5), obteniendo, al igual que en el presente estudio sobre discos de titanio y cromo-cobalto, valores de adhesión más elevados.

En este estudio, previo al análisis de retención de las restauraciones sobre implantes, se realizaron los test de adhesión en todas las superficies (titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto). Las muestras también fueron sometidas a un proceso de termociclado tal y como sugieren Mehl y cols. en su estudio⁴².

En este estudio se compararon 3 tipos de cemento frecuentemente utilizados a nivel clínico. El primer cemento, DentoTemp (ITENA, Francia) (DT), es un cemento a base de polímero acrílico-uretano sin eugenol. El segundo cemento, RelyxTMTemp NE (3M ESPE, Alemania) (RT), es un cemento a base de óxido de zinc sin eugenol. El tercer cemento, Dentocem (ITENA, Francia) (DC), es un cemento a base de ionómero de vidrio modificado con resina. Selecciones de cementos similares han sido utilizadas por otros autores para

cubrir el espectro de agentes cementantes presentes en la literatura y que los clínicos utilizan en su práctica diaria^{28,65}.

El primer agente cementante se utilizó por ser un material poco estudiado hasta la fecha, el segundo y el tercer cemento se seleccionaron por ser un cemento definitivo y un cemento provisional de los más estudiados en la literatura, permitiendo así la comparación del trabajo con estudios anteriores.

Swartz y cols., estimaron en un 40%-60% la influencia del cemento en la retención de las restauraciones⁷⁹. Como ya se ha descrito anteriormente, existen múltiples factores que pueden considerarse responsables de la retención de las restauraciones cementadas.

Los estudios que evalúan los cementos en prótesis sobre implantes no han extraído conclusiones acerca de que cemento se debe utilizar. Los protocolos varían, entre otros factores, debido a la gran variedad de sistemas de implantes^{31,64,65,80,81}.

Existen diferencias significativas por lo que respecta a la retención y adhesión de los tres tipos de cemento antes de realizar el proceso de termociclado. El cemento resinoso fue el que obtuvo mayor fuerza de retención y adhesión seguido del cemento a base de poliuretano, mientras que el cemento a base de óxido de zinc sin eugenol fue el que obtuvo los índices de retención más bajos.

En el caso de los test de *shear bond strength*, existen diferencias significativas entre los tres cementos y entre las tres superficies. Con los resultados obtenidos en los test de *shear bond strength* se acepta la hipótesis alternativa.

En el caso de los test de tracción, existen diferencias significativas entre los tres cementos y en las dos superficies estudiadas. Con los resultados obtenidos en los test de tracción se acepta la hipótesis alternativa.

Respecto al cemento de poliuretano, pocos artículos estudian su comportamiento. Bresciano y Pan realizan sus investigaciones con cementos de poliuretano obteniendo valores medios de retención muy similares a los de este estudio y comparándolos, igual que en el presente estudio, con cementos de óxido de zinc, los cuales también obtuvieron valores similares de retención^{55,82}.

Pan y Montenegro en su estudio, donde también compararon cementos provisionales y permanentes, concluyeron que los agentes cementantes designados por las casas comerciales como cementos provisionales demostraron menor resistencia a la tracción, fuera cual fuera el tipo de material. Los agentes cementantes descritos por las casas comerciales como permanentes obtuvieron mayor resistencia a la tracción, sobre todo los cementos resinosos^{55,83}. También obtuvieron mayor resistencia a la tracción en el estudio de Mansour, donde se compararon cementos temporales y permanentes⁷⁵. Los valores de retención del cemento de poliuretano coinciden con los valores encontrados en otros estudios¹⁸. Sin embargo, hay otros estudios en los que se obtienen valores significativamente menores debido a que el diseño del estudio incorpora otro tipo de cargas sobre las restauraciones⁵⁵. En el presente estudio, los cementos designados por la casa comercial como permanentes, obtuvieron los valores de retención y adhesión más elevados, mientras que los cementos designados por la casa comercial como temporales, obtuvieron los valores de retención más bajos.

La mayoría de autores justifican el uso de cementos provisionales para permitir el retratamiento de las restauraciones^{31,64,84}, basándose en la premisa de que los cementos temporales poseen menor retención con respecto a los permanentes. En la literatura, diferentes autores proponen técnicas para modificar la resistencia a la tracción de los cementos permanentes, como es la posibilidad de añadir vaselina u otros elementos a la mezcla para alterar el fraguado. Así Pan y Bresciano añaden vaselina al cemento de poliuretano obteniendo valores de retención más bajos^{55,82} y pudiendo modular la resistencia a la tracción de sus restauraciones. Hebel y cols publicaron que el cemento de óxido de zinc mezclado con vaselina proporcionaba una adecuada retención para prótesis parciales fijas cuando los diferentes aditamentos estaban ferulizados²¹. Hebel y Gajjar recomiendan que el uso de cementos de óxido de zinc mezclados con vaselina proporcionan una correcta retención en las prótesis fijas múltiples ferulizadas sobre implantes, siempre y cuando la geometría del pilar sea la más adecuada en altura y conicidad. En los casos de situaciones clínicas desfavorables no recomiendan el uso de este tipo de cementos dado que los valores de retención obtenidos son demasiado bajos²¹.

Otros motivos propuestos en la literatura para justificar el uso de cementos provisionales se basan en la mayor facilidad de retirada del cemento sobrante^{10,25} y en el menor coste²⁸. Michalakakis no recomienda el uso de cementos definitivos para prótesis sobre implantes por dos motivos; el primero es por no tener los pilares riesgo de caries, y el segundo corresponde a la dificultad de acceso a los implantes³. Sin embargo Akça propone el uso de cementos definitivos de fosfato de zinc o de ionómero de vidrio para reducir el fracaso de descementado continuo de los cementos provisionales. En su estudio comparó, al igual que en éste, la fuerza de resistencia uniaxial de tres tipos de cementos, dos definitivos y uno temporal, obteniendo este último una fuerza de resistencia uniaxial baja¹⁶.

Existe mucha diversidad de resultados en cuanto a la literatura. Clayton y cols. compararon 5 tipos de cementos. Entre ellos fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento de resina. Sorprendentemente, y a diferencia de la mayoría de estudios, el fosfato de zinc obtuvo una fuerza de retención 164% mayor que el ionómero de vidrio y 49% mayor que el cemento de resina. Este inesperado éxito del fosfato de zinc, el autor lo atribuye al grosor de la película de cemento ya que según el cemento utilizado, éste requiere de un mínimo grosor para que reúna todas las propiedades de retención. En los aditamentos estudiados en este experimento de Clayton y cols. se utilizó el sistema CeraOne[®], el cual sólo permitió grosores de cementos de hasta 30 μm , produciéndose en el caso del cemento resinoso la presencia de grietas⁶⁵.

La influencia del grosor de la película de cemento sobre el grado de retención en restauraciones cementadas sobre implantes también fue considerada en el presente estudio. En los pilares se colocó una bicapa de laca espaciadora de 20 μm (10 μm por capa) para reproducir el grosor de cemento, ya que el protocolo establecido por la ADA (ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000) (ISO 9917), indica que se considera aceptable un grosor de hasta 20 μm . A pesar de seguir con el protocolo dictaminado por la ADA, las fotografías al SEM mostraron valores superiores a 20 μm (ANEXO 11.1). Esta variabilidad podría deberse a una mala manipulación del agente espaciador. La manera de aplicar el espaciador en el pilar se realizó mediante un pincel que iba aplicando el agente espaciador en el

pilar, tal y como se realiza en la confección de una restauración en clínica. De esta manera no se aseguran valores de grosor de la película homogéneos. La probabilidad de que el fracaso de la restauración se produzca por la presencia de un gap irregular como sustituto del agente cementante se desconoce⁵⁹ y por lo tanto se deberían realizar más estudios al respecto. A pesar de existir las recomendaciones de la ADA, Molin y cols. evaluaron diferentes grosores (20, 50, 100 y 200 μm) de película de cemento resinoso. En su estudio se concluyó que grosores menores a 20 μm disminuían significativamente la fuerza de unión, y grosores comprendidos entre 50 μm -100 μm mostraban resultados más satisfactorios a nivel de retención en los cementos resinosos⁸⁵. Leinfelder y cols. sugieren que, en el caso de utilizar como agente cementante un cemento resinoso, la interfase pilar-restauración debe tener un grosor máximo de 100 μm ⁸⁶. En el caso de restauraciones cerámicas, grosores muy grandes de cemento, podrían perjudicar el asentamiento de las restauraciones pudiendo inducir a la fractura de la cerámica⁸⁵. Por el contrario, si las capas de cemento son muy delgadas, en el caso de los cementos resinosos, podrían tener un efecto negativo en las restauraciones, dado que el estrés generado durante el proceso de polimerización es más elevado en capas finas de material, pudiéndose producir un descementado prematuro de las restauraciones⁸⁷.

Algunos autores han investigado sobre la necesidad de buscar algún método que otorgue a la restauración una retención semi-permanente, y permita un fácil retratamiento^{9,16,82}. En la literatura encontramos diferentes técnicas de aplicación del cemento en la restauración. Wolfart y cols. compararon 2 técnicas de aplicación de cemento: cubrimiento total de las superficies internas de la restauración o cubrimiento parcial de las superficies internas de la restauración. Se compararon diferentes tipos de cemento, entre otros, un cemento a base de ionómero de vidrio y un cemento resinoso. Con el cubrimiento parcial de la superficie no se encontraron diferencias con respecto a la técnica de cubrimiento total⁹. Una posible explicación de este fenómeno y que coincide con los resultados obtenidos en el presente estudio, hay que buscarla en el análisis visual de los pilares y coronas tras los test de tracción. En nuestra metodología para la colocación del cemento se utilizó la técnica de cubrimiento parcial. La técnica utilizada en este estudio para colocar el

cemento dentro de la restauración consistió en cubrir parcialmente las paredes internas de la corona. Después de la mezcla del cemento según las recomendaciones del fabricante, éste fue colocado meticulosamente describiendo un aro alrededor de la mitad apical de la restauración, mediante una espátula de plástico. Esta técnica fue descrita en el año 1992 por Assif y cols⁸⁸. Existe muy poca literatura al respecto, la mayoría de estudios sobre cementado de coronas tanto en dientes como en implantes no describen la técnica utilizada para la colocación del agente cementante.

En este estudio se observó que tras los test de tracción el cemento había llegado a todas las partes del pilar y de la restauración y, por consiguiente, esto podría explicar porqué en estudios previos⁹ no se encuentran diferencias a nivel de retención en las dos metodologías de colocación del cemento. Este estudio afirma que en todos los tipos de aplicación, la presencia de cemento en todas las superficies del complejo pilar-restauración es similar. Las diferentes técnicas propuestas en la literatura para reducir la fuerza de retención de los cementos, tales como la colocación de vaselina o bien la infra-colocación de cemento a lo largo de la restauración, no pueden ser evaluadas de una manera fidedigna. Estos estudios carecen de validez externa ya que su reproductibilidad en el laboratorio es muy difícil. Las proporciones de posibles aditivos en los cementos con la función de alterar su composición no están cuantificadas en los estudios^{55,82}. Por lo que respecta a la cantidad de cemento, Wolfart y Mehl, ya evaluaron el cementado con varias proporciones de agente cementante sin observar diferencia alguna^{9,42}.

En un estudio de Breeding y cols., se observó que las fuerzas de retención de los cementos de fosfato de zinc, los cementos resinosos, y los cementos de ionómero de vidrio, no se veían alteradas de manera significativa con unos grosores de película de cemento comprendidos entre las 25 μm y las 100 μm ³¹.

En otro de los estudios en el que se evaluó el efecto de la película de cemento, Carter y cols. observaron que si se colocaban varias capas de laca espaciadora para simular el espacio del cemento, se producía un incremento de estrés en las restauraciones cementadas⁸⁹.

Dixon en 1992 a través de un estudio, concluyó que a mayores grosores de película de cemento, la restauración puede absorber mejor la presencia de cargas³⁶, teniendo en cuenta que todos los espaciadores utilizados en su estudio no superaban los grosores de cemento de 25 μm .

Idealmente una película fina de cemento puede permitir un sellado más completo y un mejor asentamiento de los diferentes aditamentos (pilar-corona) durante el cementado. Además, una mejor adaptación marginal entre el aditamento cementado y el implante resultará en una menor disolución del cemento cuando se expone a los fluidos orales⁸⁰. Kerby en su estudio *in vitro* de 1992 evaluó el grosor de la película colocando el cemento entre dos portaobjetos de cristal, aplicando una fuerza de 15 kg durante 10 minutos y calculando la diferencia de grosor entre los portaobjetos con y sin cemento⁸⁰. Debemos tener en cuenta que este estudio no puede ser extrapolado, ni a otro tipo de superficies como las que tenemos en este estudio (cromo-cobalto con titanio), ni tampoco podría extrapolarse los resultados a estudios posteriores realizados con restauraciones dado que en el caso de éstas últimas existen más elementos que pueden modular la capacidad de retención de los agentes cementantes⁸⁰.

7.3. Factores de retención

Todas las preparaciones que debe incorporar un pilar requieren la presencia de factores geométricos para prevenir una posible descementación de la restauración⁵⁶. El paralelismo, la altura y el área total del pilar son las características principales y fundamentales que dictaminan y contribuyen a que una restauración pueda o no tener éxito a largo plazo. Existen un segundo grupo de factores, considerados como secundarios (presencia de ranuras, cajas, microrugosidades, o bien una combinación de todas) que ayudan a mejorar la retención en los casos en los que los elementos principales proporcionen al pilar unas opciones de resistencia insuficientes⁵⁶.

La retención no sólo puede verse afectada por la elección de un cemento u otro, sino también por la superficie de la parte interna de la restauración, el paralelismo del pilar, la rugosidad del pilar y el área de

superficie para cementar⁶⁴. En estudios previos Kent y cols., observaron que existía interacción entre cemento y altura del pilar. En su estudio observaron que en pilares de 5 mm de altura, los cementos incrementaban sus propiedades retentivas en comparación a los pilares de 3,7 mm⁶¹. Posteriormente, Akça y cols observaron que la altura del pilar puede afectar de manera importante a la resistencia a la tracción. Aunque no siempre la retención queda alterada de manera significativa por la modificación de la superficie, un aumento en la altura del pilar, acostumbra a proporcionarnos unos mayores valores de retención¹⁶. Al igual que sucede con el factor altura, podemos encontrar en la literatura autores que modifican la superficie del pilar incrementando el diámetro de éste^{16,63}. Cuando un pilar no cumple los requisitos de retención a nivel geométrico, no se deberían utilizar cementos temporales debido al frecuente descementado que puede acontecer¹⁶. De acuerdo con esto, en un estudio que evaluaba la supervivencia de 6 meses a 3 años de 92 restauraciones cementadas, Singer y Serfaty observaron un 9,8% de disolución del cemento de las restauraciones¹⁹. Ramp y cols., lo atribuyeron a que los pilares eran relativamente cortos soportando prótesis parciales colocadas en sectores posteriores y con el uso de cemento a base de óxido de zinc⁶⁴.

Se ha demostrado que los clínicos tienden a realizar preparaciones entre 10°-25°⁹⁰. Un estudio encontró que no existían diferencias significativas a nivel de retención con cementos resinosos y conicidades comprendidas entre 0° y 10° ni entre 15° y 20°⁹¹. En otro estudio en el que se utilizaron coronas completamente cerámicas sobre dientes recomendaban el uso de conicidades de 10° para ser lo más conservador posible, aunque los resultados del estudio revelaron que convergencias del pilar de hasta 20° ofrecían resultados aceptables por lo que respecta a la retención⁹².

En los casos en que las características de los pilares son totalmente desfavorables (3mm de altura y 28° de conicidad) para la retención de las restauraciones, el uso de cementos resinosos, se ha demostrado que ofrece mayores valores de retención⁹³. La influencia en la retención de las restauraciones por lo que respecta a la altura del pilar y a la conicidad de éste ha sido demostrada sobre dientes, observándose una mayor retención en los

pilares con menor conicidad y mayor altura⁵⁶. El estudio 3 demostró que, sobre pilares de titanio, existe la misma relación que en dientes, si consideramos como única variable el factor altura, dado que las conicidades de los pilares son constantes. En estudios sobre dientes con conicidades de pilar de 24°, los cementos de resina ofrecen valores de retención mayores que los valores obtenidos por los cementos provisionales a 6° y puede ser considerado para restauraciones cementadas que no tengan una conicidad ideal⁵⁸. Debemos tener en cuenta, que con la introducción de pilares sobre implantes confeccionados a medida, para mejorar la estética y la salud de los tejidos periimplantarios, se ha incrementado ampliamente el espectro de pilares a utilizar en cada uno de los pacientes. En la actualidad, los únicos datos relevantes que existen publicados acerca de pilares sobre implantes, son estudios relativos a pilares mecanizados^{16,28,31,75,80}.

La retención se ve afectada directamente por la conicidad del pilar, siendo conicidad y retención inversamente proporcionales⁹⁴. En los estudios 3 y 4, la conicidad utilizada para los pilares fue de 12° (6° por lado). Uno de los factores que influyen en la retención es la convergencia del pilar⁵⁷, aunque la literatura muestra diferencias en cuanto a la angulación óptima de los pilares^{13,18,21,58-60} generalmente se considera que las conicidades óptimas que se encuentran entre 5° y 12°⁵⁸. Hebel y cols. comentan en su estudio que los pilares mecanizados a 6° en prótesis sobre implantes proporcionan una retención ideal que es de 3 a 4 veces mayor que la retención conseguida en la preparación sobre dientes naturales²¹. Según Zidan y cols., en términos de retención, la conicidad de los pilares es el factor principal de la geometría del pilar⁵⁸. En este estudio realizado sobre dientes, se recomienda que las preparaciones tengan una conicidad máxima de 12° para reducir el posible descementado de la restauración. Las conicidades entre 6° y 12° no son críticas para trabajar y se recomienda el uso de cementos temporales así como de cementos resinosos. Por otro lado, en casos de conicidades desfavorables (superiores a los 12°), el autor recomienda el uso de cementos resinosos⁵⁸.

Para realizar el estudio 3 y obtener pilares con una conicidad de 12°, se utilizó una fresadora. La muestra se asentaba en una base completamente perpendicular al plano del suelo, y mediante una fresa de 6° se procedió al

fresado con irrigación. Para el estudio 4 no se realizó ningún tipo de fresado ya que los pilares que se utilizaron ya tenían una conicidad deseada.

Una de las variables estudiadas en el presente estudio es la comparación entre tres alturas distintas de pilar (6 mm, 5 mm y 4 mm). Al comparar las diferentes alturas de los pilares para el cemento DC y RT si que se observaron diferencias estadísticamente significativas al reducir la altura del pilar. Para el cemento DT no se observaron diferencias estadísticamente significativas a nivel de retención al reducir la altura del pilar. Estos resultados no coinciden si analizamos los niveles de retención en ambos tipos de rugosidad de pilar, ya que en el caso del cemento DC, su retención no se reduce significativamente al arenar el pilar. Para el cemento DT se acepta nuestra hipótesis nula, mientras que para los cementos RT y DC se acepta nuestra hipótesis alternativa ya que encontramos diferencias significativas a nivel de retención al modificar la altura del pilar.

En un estudio *in vitro* de Bernal y cols. en el que se analizó como afectaba el paralelismo de pilares y la altura a la retención de las coronas. Se utilizaron pilares de dos alturas distintas (4 mm y 8 mm) y dos conicidades distintas (20° y 30°). Los agentes cementates utilizados fueron: óxido de zinc con eugenol, fosfato de zinc, óxido de zinc con 30% de vaselina, y cemento a base de acrílico-uretano. Los valores de retención mayores se obtuvieron con el cemento de poliuretano. Los valores de retención más elevados en los 4 agentes cementantes se obtuvieron en los pilares de mayor altura (8 mm) y menor conicidad (20°)¹⁸. Los resultados coinciden con los obtenidos en este estudio.

Otro estudio que concuerda con los resultados obtenidos en este estudio fue el de Bresciano y cols. En este estudio comparativo entre tres agentes cementantes distintos (óxido de zinc con eugenol, fosfato de zinc, y cemento resinosos de poliuretano con y sin la aplicación de vaselina) testados con pilares de diferentes alturas (5 mm y 7 mm) y distintas conicidades (0°, 4° y 8°) se observó que a menor conicidad del pilar se conseguían mayores valores de retención de la restauración⁸².

Uno de los factores que contribuyen a la retención de los pilares es la altura del muñón , tanto si hablamos de restauraciones sobre dientes como si

hablamos de restauraciones sobre implantes²¹. Es decir, la retención va a ser proporcional a la altura del pilar^{15,18,22}. En este estudio se trabajó con pilares de tres alturas distintas y por lo tanto el área de los pilares en los tres grupos fue diferente.

Debemos tener en cuenta que, pese a ser la altura un factor importante en la retención de los pilares, es un elemento del área total del pilar. En el presente estudio se calculó la superficie total del pilar entendiéndolo como un cuerpo sólido (figura 7.1) a partir de la fórmula:

$$\text{Área total} = A_1 + A_2$$

Siendo:

$$A_1 = \pi (r_1 + r_2) \sqrt{h^2 + (r_1 - r_2)^2}$$

$$A_2 = \pi (r)^2$$

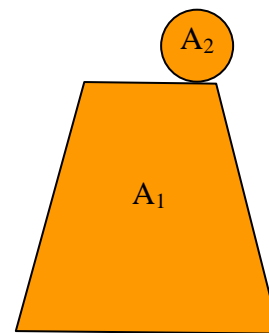


Fig. 7.1: Esquema del área total de retención de un pilar.

teniendo en cuenta la superficie vertical total y la superficie horizontal coronal y no la apical por no estar en contacto con la restauración. Para el cálculo del área de los pilares en el estudio 3, se realizaron 6 mediciones diferentes del diámetro de la chimenea, 6 mediciones distintas en altura y 6 mediciones distintas a nivel del diámetro de la base. Una vez realizadas las 6 mediciones se procedió a realizar la media de cada parte. Se realizaron 6 mediciones distintas a nivel de todo el perímetro del pilar. Para el cálculo del área del estudio 4, sólo se realizaron 6 mediciones de la altura, dado que fue la única parte del pilar que modificamos de manera manual, ya que los pilares venían mecanizados a la conicidad deseada.

La manera de calcular el área de los pilares, mediante la fórmula descrita anteriormente, coincide con la del estudio de Zidan⁵⁸. Covey y cols. realizaron un cálculo erróneo del área del pilar, ya que al calcular el área cuentan con la superficie apical del pilar⁶³, obteniendo superficies totales en lugar de obtener la superficie de contacto real con la restauración.

En el presente estudio, cuando reducimos la altura del pilar, el área de la zona oclusal (la chimenea) es mayor que el área de los pilares de más altura, y el área de la paredes en los pilares bajos decrece. El área de los pilares de 4 mm es mayor que la de los pilares de 5 mm. El área de los pilares de 6 mm es la menor de las tres. Por consiguiente, lo consideramos como un punto crítico al extrapolar estos resultados a la clínica, dado que si tenemos menos altura de pilar obtenemos una mayor adhesión y a la vez menos retención mecánica del cemento. Siguiendo con los resultados obtenidos en este estudio, se recomendaría que en pilares de altura baja, sería mejor escoger como agente cementante aquel que tuviera una mejor adhesión, independientemente a la resistencia del material, por consiguiente un cemento con unos valores altos de *shear bond strength*. Por el contrario, en los casos de tener pilares altos podríamos recomendar un cemento resistente independientemente de los valores de adhesión.

En los casos en que el diseño de pilar no proporcione unas garantías de retención (pilares de reducida altura o bien altas conicidades) la elección del cemento es sumamente importante para la prevención del descementado de las restauraciones⁶⁸. Sin embargo, la realización sistemática de estudios en los que pueda definirse conicidades y alturas óptimas son necesarios para poder establecer mayores recomendaciones para poder diseñar un protocolo de cementado o bien para poder relizar recomendaciones en la elección de un agente cementante.

En este estudio se realizó un tratamiento de superficie mediante partículas de óxido de alúmina.

En los estudios de *shear bond strength* (estudios 1 y 2), los valores más elevados de retención se produjeron con el material Cr-Co en los tres agentes cementantes. Este material posee la superficie más rugosa en comparación a las otras dos superficies evaluadas (Ti pulido, Ti arenado) después de analizar las fotografías en el microscópio electrónico (ANEXO 11.3). En el estudio 1 (*shear bond strength* sin termociclado), se obtuvo una adhesión significativamente mayor en el material Cr-Co para los tres cementos DT, RT y DC con respecto a los otros dos materiales (Ti pulido, Ti arenado). Existen diferencias significativas entre los tres cementos para cada uno de los

materiales. Por lo que respecta a la relación adhesión-tratamiento de superficie, en este estudio, aceptamos nuestra hipótesis alternativa para cada uno de los tres materiales evaluados.

En el estudio 2 (*shear bond strength* con termociclado), se obtuvo una adhesión significativamente mayor del material Cr-Co sólo con el cemento DC y DT con respecto a los otros dos materiales (Ti pulido, Ti arenado). Por lo que respecta a la relación adhesión-tratamiento de superficie, en este estudio, aceptamos nuestra hipótesis alternativa para cada uno de los tres materiales evaluados.

En el estudio piloto de *shear bond strength* con la colocación de un agente imprimador de metal (*metal-primer*) (estudio 5), no existen diferencias significativas para cada cemento y material, teniendo las tres superficies valores similares de adhesión y superando los valores obtenidos para el tratamiento de superficie mediante arenado de partículas de óxido de alúmina.

En los estudios de retención de restauraciones unitarias cementadas sobre pilares de titanio (estudios 3 y 4), los valores más elevados de retención se produjeron en los pilares arenados mediante partículas de óxido de alúmina. Los pilares arenados poseen una superficie más rugosa en comparación a los pilares no arenados después de analizar las fotografías en el microscopio electrónico (ANEXO 11.2). En el estudio 3 (resistencia a la tracción en restauraciones unitarias), se obtuvo una retención mayor de las restauraciones en los pilares arenados en los tres agentes cementantes. Sólo se encontró un aumento significativo en la retención, en los cementos DT y RT. Por lo que respecta a la relación retención-tratamiento de superficie, en este estudio, aceptaremos nuestra hipótesis nula en el cemento DC, mientras que para los cementos DT y RT, se acepta nuestra hipótesis alternativa.

En el estudio 4 (resistencia a la tracción en restauraciones unitarias con termociclado), sólo se encontró un aumento significativo en la retención, en los cementos DT y DC. Por lo que respecta a la relación retención-tratamiento de superficie, en este estudio, aceptaremos nuestra hipótesis nula en el cemento RT, mientras que para los cementos DT y DC, se acepta nuestra hipótesis alternativa.

Existen diferentes maneras, ya descritas anteriormente, para aumentar la superficie de contacto^{3,21,22,95} y en consecuencia aumentar, en algunos casos, la retención de las restauraciones, mediante la formación de microrugosidades que producen una mayor superficie de contacto^{15,96}. En este estudio se obtuvo por el arenado de partículas y en la prueba piloto se obtuvo por la colocación de un *primer* de metal. Se escogió el procedimiento de arenado de partículas por estar bien contrastado en la literatura y por ser en algunos materiales el más recomendado para aumentar la retención^{97,98}.

Para el cemento de óxido de zinc sin eugenol (RT) en el estudio 3 se observó que al arenar el pilar mediante óxido de alumina aumentaba de manera significativa la retención después de someter las muestras a unas condiciones de humedad del 100% durante un periodo de 18 horas. Estos resultados coinciden con los del estudio de Kim y cols²⁹. En este estudio se compara la retención de diferentes cementos provisionales con pilares tratados mediante óxido de alumina y fresando el pilar con fresas de diamante²⁹. En el estudio 4, en el que sometemos las muestras a un proceso de envejecimiento, no se observaron diferencias significativas a nivel de retención con el cemento RT con y sin tratamiento de pilar. Si extrapolamos los resultados obtenidos a la clínica, podemos deducir que pese al aumento de retención inmediata al arenar el pilar, este cemento a largo plazo se comporta de la misma manera en los pilares arenados y los pilares no arenados. La solubilidad de los cementos temporales podría ser la causa de la pérdida de retención al someter las muestras a un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

Este mismo protocolo se ha utilizado en diferentes estudios de superficie^{29,54,99}.

En un estudio sobre dientes, Abreu y cols. comparaba la retención que producía un cemento resinoso al tratar la superficie de las cofias mediante *primers* de metal y mediante arenado de partículas. En ambos casos no observó diferencias a nivel de retención tras realizarles un proceso de termociclado⁵⁴. Los resultados obtenidos en los estudios 3 y 4, realizados en restauraciones, no coinciden con los del estudio de Abreu y cols tras realizarles un proceso de arenado mediante partículas de óxido de alumina. En el presente estudio, los valores de retención se incrementaron en los cementos

DC (cemento resinoso) y DT (cemento resinoso modificado con ionómero de vidrio) de manera significativa con el tratamiento de superficie del pilar después de un proceso de termociclado. Estas diferencias en los resultados podrían deberse a un comportamiento diferente de la superficie del diente y del pilar de titanio. Los resultados de retención coinciden con los valores de adhesión obtenidos en los test de *shear bond strength*, para los cementos resinosos, coincidiendo con otros test de adhesión realizados previamente^{54,100}.

Fonseca y cols., en un estudio reciente advierte de la insuficiente información que existe para obtener conclusiones válidas acerca del comportamiento de los *primers*. Observó que obtenía mayores valores de retención de los cementos resinosos, eran mayores en la superficie titanio que en la superficie de cromo-niquel⁹⁹. En este estudio observamos los mismos resultados en los test de adhesión de *shear bond strength*. En el estudio piloto, se obtuvieron los mayores valores de retención en la superficie titanio arenado, obteniendo valores inferiores la superficie de cromo-cobalto.

Los tratamientos de superficie que podemos administrar, tienen que quedar avalados y contrastados por la comunidad científica. Sundh y Guazzato observaron que los tratamientos mecánicos sobre el zirconio mediante arenado o fresado podían alterar negativamente las propiedades mecánicas de este material^{95,101}.

En un estudio de Ayad en 1997 sobre dientes, se compararon tres tipos de cemento distintos: fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento resinoso. Una vez realizados los experimentos se observó que la retención en el caso del cemento fosfato de zinc incrementaba entre 46%-55% cuando se preparaba el pilar con fresas de carburo en relación a los pilares preparados con fresas de diamante, mientras que en los cementos de ionómero de vidrio y, el tratamiento de superficie del pilar no producía un incremento significativo a nivel de retención, habiendo preparado las superficies con los dos tipos distintos de fresas, dado que el comportamiento de estos cementos es adhesivo y mecánico, en cambio el fosfato de zinc tiene una retención puramente mecánica¹⁰². La textura de la superficie que entra en contacto con el cemento afecta directamente al comportamiento mecánico de los cementos⁹⁴.

En el estudio de Wolfart y cols, también se evaluó el tratamiento de superficie con diferentes tipos de cemento. Los cementos de fosfato de zinc, ionómero de vidrio y de resina vieron aumentada su resistencia a la tracción de forma significativa cuando se trataba la superficie del pilar. La retención de las muestras cementadas con óxido de zinc sin eugenol no se afectaron por este tipo de acondicionamiento del pilar. A pesar de utilizar el mismo protocolo de arenado, nosotros sí obtuvimos mayor retención para el cemento de óxido de zinc sin eugenol. Estas diferencias entre ambos estudios pueden deberse a la diferente geometría del pilar, ya que en el estudio de Wolfart los pilares tenían una conicidad de $5^{09,103}$.

Al igual que en el presente estudio, Ayad en 1997 en un estudio *in vitro* sobre dientes, observó que en función del cemento utilizado, la resistencia a la tracción podía variar significativamente si se trataba la superficie del pilar. Para cementos resinosos y de ionómero de vidrio, al aumentar la rugosidad del diente por medio de instrumental rotatorio, no aumentaba la retención de manera significativa¹⁰². Este resultado coincide con los obtenidos para el cemento DC en el presente estudio.

Díaz Arnold en una revisión sobre el estado actual de los cementos, comenta que los cementos resinosos demuestran un comportamiento favorable a nivel de retención química en pilares arenados, fruto del aumento de la microretención y de la resina 4-META produciendo una interacción de la resina con la capa oxidada del metal⁵⁰.

Di Felice a través de un estudio *in vitro* en el que comparaba la resistencia a la tracción entre pilares convencionales y pilares galvanizados, observó que los pilares galvanizados ofrecían mayores valores de retención en las pruebas de tracción¹⁰⁴ debido principalmente a la rugosidad de la superficie como apuntan otros estudios al respecto²⁸.

Los resultados de la investigación en el estudio de Squier mostraron que el tratamiento de superficie a través de la anodización, no proporcionó un factor importante a tener en cuenta en la retención de la restauración²⁸. Sin embargo, al ser el primer estudio en utilizar este tipo de tratamiento de superficie, deberían realizarse más investigaciones al respecto o aislar el factor adhesión en la superficie anodizada.

Los valores de retención obtenidos en este estudio y en otros como el de Squier, pueden ser comparados de forma limitada con estudios de prótesis fija sobre dientes. Primero hay que tener en cuenta que el pilar preparado para recibir la restauración no puede ser comparado con exactitud con la dentina a nivel de superficie. Además, tanto la altura del pilar como la convergencia de las paredes son constantes en el estudio de Squier, mientras que los estudios que comparan la retención sobre dientes naturales utilizan diferentes conicidades, alturas y superficies diferentes²⁸.

Los valores ideales de retención de los cementos no han sido aún establecidos. Actualmente es muy difícil cuantificar cual podría ser un valor de retención para poder obtener restauraciones con facilidad de retratamiento, de manera que pudieramos obtener restauraciones más exitosas a largo plazo. Ya hemos descrito anteriormente que la retención de las restauraciones queda influenciada por varios factores.

En comparación con las situaciones clínicas hay muchos aspectos diferentes, en la situación *in vivo*, la fuerza aplicada es parcialmente absorbida por el hueso elástico, mientras que en este estudio todas las muestras están fijadas rígidamente sin posibilidad de atenuación. Ello significa que la fuerza es transferida al complejo pilar-cemento-corona, siendo a nivel *in vitro* diferente. Más dificultades que encontramos *in vivo* son la movilidad de la mandíbula y de la cabeza del paciente.

Una de las limitaciones de este estudio es el uso de pruebas de tracción puras para realizar los test de resistencia a la tracción. En las situaciones clínicas, existen otros factores que intervienen en los procesos de descementado. Sin embargo, las pruebas de tracción suelen usarse porque puede compararse con estudios previos^{28,36,68} y de esta manera tener una idea de la resistencia de los cementos cuando son sometidos a una fuerza uniaxial. Esta fuerza debe de ser la única que actúe sobre el sistema y se recomienda que sea de 5mm/min⁶⁸. Existe controversia acerca de los procedimientos para realizar las pruebas de tracción. Wolfart y cols., recomiendan que cuando se quiera evaluar el retratamiento de las coronas implantosoportadas deberían utilizarse instrumentos de alta presión, de alto impacto y corta duración de fuerza. En contraste, otros estudios que evalúan la retención de las

restauraciones cementadas usan una fuerza constante de descementado de larga duración, acción que difiere significativamente de los procedimientos clínicos¹⁰³. En este estudio se utilizó una fuerza constante de larga duración, ya que el objetivo no era evaluar el retratamiento de los agentes cementantes, sino la retención y el comportamiento de los cementos ante diferentes situaciones *in vitro* (altura del pilar, textura del pilar, envejecimiento).

En el presente estudio, la fuerza de retención de los cementos permanentes fue de 3 a 4 veces mayor que en los cementos temporales, iguales resultados que obtuvo en el estudio de Covey y cols., en el que se utilizó como cemento temporal un cemento a base de óxido de zinc y como cemento permanente un cemento a base de fosfato de zinc⁶³.

Otros autores evalúan las fuerzas de retención a través de agentes usados para cementar pilares mecanizados y colados^{31,36,61,63}. Estos estudios revelan que los protocolos no están estandarizados, ya que cada autor utiliza cementos distintos, aditamentos distintos y diferentes casas comerciales de implantes²⁸.

Pese a utilizar diferentes diseños de estudio, los valores de retención obtenidos en este estudio son similares a los obtenidos en estudios previos^{28,50,105}. En el estudio de Squier y cols. los cementos de resina son los que demostraron los mayores valores de retención. Los de fosfato de zinc y los de ionómero de vidrio reforzados con resina ofrecieron valores intermedios. Y los cementos de ionómero de vidrio y óxido de zinc sin eugenol demostraron los valores de retención más bajos²⁸. Estos resultados coinciden con los de este estudio respecto a los cementos de resina y de óxido de zinc sin eugenol.

En el estudio de Bresciano y cols., para el cemento de óxido de zinc obtuvo los valores de retención menores, igual que en este estudio. Estos resultados coinciden con los obtenidos en otros estudios previos^{64,82}. La diferencia que obtuvo Bresciano entre el cemento de poliuretano y óxido de zinc eugenol fue similar a la obtenida en este estudio y coincide con estudios previos⁶⁴. En el estudio de Ramp y cols., los valores de retención del cemento de poliuretano fueron superiores a al cemento de óxido de zinc⁶⁴, igual que en este estudio. Por otro lado, en ese mismo estudio, los valores de retención de los cementos de poliuretano y de óxido de zinc son algo más elevados que en

este estudio, sin embargo, el diseño de pilar que utiliza difiere en 6° a nivel de conicidad del pilar, en comparación al presente estudio y por lo tanto, como ya hemos descrito, la conicidad es un punto importante en la geometría del pilar pudiendo modular la retención de los agentes cementantes. .

El efecto de reutilizar las muestras y los componentes para conocer los valores de retención es desconocido²⁸, puede darse el caso que se modifique la superficie interna de la restauración después del cementado o de la retirada del cemento. A pesar de esto, es habitual la reutilización de muestras en este tipo de estudios^{31,64,65}. Según algunos trabajos anteriores, la cementación repetida de los colados de las restauraciones y la oxidación de la superficie de estos colados no afectan significativamente a la resistencia a la retención de los agentes cementantes¹⁰⁶. En el estudio 3, las muestras fueron distribuidas de forma que cada cemento se utilizó en cuatro muestras nuevas, en 4 muestras utilizadas una única vez y en cuatro muestras reutilizadas por segunda vez. De esta manera se consiguió estandarizar el estudio para eliminar diferencias debidas al efecto de reutilización de las muestras. En los estudios de *shear bond* (1 y 2), así como en el estudio 4, las muestras no se reutilizaron, de manera que teníamos una muestra nueva para cada experimento.

Los restos de cemento se retiraron cuidadosamente con una cureta de teflón para no alterar la superficie del pilar y de la corona metodología descrita en la literatura⁶⁴. Varios estudios han evaluado el efecto de los excesos de cemento en los tejidos periimplantarios y la importancia de la retirada de estos excesos para evitar dañar los tejidos blandos circundantes^{1,10,25,44}, sustentan el uso de instrumental plástico para la retirada de estos excesos y así evitar dañar tanto la superficie de titanio^{25,44}. Posteriormente se limpió la superficie del pilar y de la corona con una solución oleosa (R&S, Francia) y se procedió a la inmersión en un baño de ultrasonidos durante 30 minutos con agua destilada. Al igual que en el estudio de Kaar³², una vez limpiadas las muestras se observaron con gafas de aumento para comprobar que no existía ninguna zona con restos de cemento del test realizado previamente. Esta metodología de limpieza de muestras ha sido descrita en la literatura en estudios de retención previos¹⁰⁷. Kim y cols., después de haber realizado los test de tracción con cementos provisionales, colocó los pilares y las restauraciones en una solución

específica para eliminar los restos de cemento, y posteriormente colocó las muestras en ultrasonidos durante 30 minutos¹⁰⁷. Dixon y cols., sometieron a las muestras a un arenado con partículas de alúmina de 125 µm, comprobando el ajuste de pilar y de la corona mediante Fit-Checker[®], posteriormente colocaron las muestras en un horno a 1125° F durante 90 minutos, y finalmente sumergieron las muestras en una solución para eliminar restos de cemento en una unidad de ultrasonidos durante 30 minutos³⁶. Este protocolo tan exhaustivo, si bien es necesario al tratar su estudio de cementos permanentes, creemos que puede variar significativamente la superficie de pilar y corona. Un protocolo parecido al de Dixon y cols.³⁶, lo presenta Ramp y cols, que someten a las muestras a una temperatura de 600°C durante 90 minutos, sumando dos sesiones de ultrasonidos, con una duración de 30 minutos cada una, una de ellas con una solución de eliminación de cemento y la otra sesión con agua destilada⁶⁴.

En el estudio 4, de la misma manera que en el estudio de Squier, se utilizaron las muestras una única vez²⁸.

Lo que no recomienda la literatura es la eliminación de impurezas mediante fresas o mediante arenado, tal y como realiza Dixon³⁶, dado que podría modificar la estructura del material alterando los futuros resultados en los casos de reutilizar las muestras³¹.

Sobre el material utilizado para la realización de las restauraciones unitarias sobre implantes se consideró realizarlas en cromo-cobalto. En una revisión realizada por Heintze y cols. se comentó que en la mayoría de estudios se utilizaba el cromo-cobalto como material de elección para la confección de restauraciones para realizar las pruebas de tracción. Sólo encontró dos estudios que utilizaban restauraciones completamente cerámicas y ningún estudio que utilizara coronas de composite. Según se describe en esta revisión, el diseño de *loop* para poder realizar las pruebas de tracción en restauraciones metálicas ampliamente utilizado. En el caso de las restauraciones cerámicas se observó una alta incidencia de fracturas de la cerámica durante el proceso de tracción. En esta revisión no se encontraron estudios que compararan el comportamiento de los cementos con diferentes tipos de material por lo que respecta al diseño de las restauraciones⁶⁸. Sin embargo, debemos tener en

cuenta que el tipo de material juega un papel muy importante a nivel de adhesión entre diferentes superficies de material.

Para realizar el proceso de cementado se procedió a realizar una carga estática de 5 kg de peso mediante aparatología específicamente diseñada para dicho proceso, durante 10 minutos. Esta metodología que simularía el cementado de una restauración ya ha sido descrita previamente en la literatura^{9,51,104,108} y descrita por la ANSI/ADA en su especificación 96 (ISO 9917).

7.4. Tipo de fallo

En el estudio también se analizó qué tipo de fallo aparecía para cada test en los tres tipos de cemento (DC, DT, RT) así como en las tres superficies que están en contacto los tres agentes cementantes (titanio pulido, titanio arenado y cromo-cobalto). Una vez realizados los test de adhesión (estudios 1 y 2) y de tracción (estudios 3 y 4) se procedió a realizar fotografías mediante microscopio óptico. Este procedimiento ya ha sido descrito en la literatura para observar el tipo de fallo presente en agentes cementantes¹⁰⁹. En el caso de las restauraciones, sólo se observaron las paredes axiales del pilar y de la corona tal y como proponen otros autores¹¹⁰.

En los test de *shear bond strength*, se observó una dependencia entre tipo de fallo y tipo de cemento, no presentando diferencias significativas, aceptándose nuestra hipótesis nula con y sin termociclado de las muestras. El cemento de óxido de zinc fue el único que presentó fallos cohesivos. Los cementos DT y DC presentaron la misma incidencia de fallos en las tres superficies evaluadas. Para el cemento DT, RT y DC no presentaron una relación entre tipo de fallo y cada superficie, presentando diferencias significativas y como consecuencia aceptando nuestra hipótesis alternativa en los tres cementos si los comparamos antes y después de un proceso de termociclado. Para el cemento RT aumentó la incidencia de fallos cohesivos al termociclar las muestras. Estos resultados coinciden con los encontrados por Kaar, en los que encontró una mayor incidencia de fallos cohesivos en cementos compuestos de óxido de zinc y de policarboxilato³². En los test de

adhesión no existe ningún elemento geométrico que pueda alterar la adhesión entre el agente cementante y la superficie. Por consiguiente, la incidencia en la aparición de un tipo de fallo u o bien otro recae en la misma naturaleza del cemento²⁸. En el estudio piloto con la colocación de un *primer* de metal, se observó que con este tratamiento de superficie, con los cementos DT y DC, todos los fallos se producían del tipo adhesivo a la superficie evaluada. En el caso del cemento RT, se observó una mayor incidencia de fallos cohesivos. La presencia de fallos adhesivos en cementos resinosos ya ha sido descrita por Fonseca y cols. cuando se coloca un *primer* tanto en superficies de titanio mecanizado, como en superficies creadas a partir de una aleación⁹⁹.

En el caso de las restauraciones cementadas se observó que no existía una dependencia entre tipo de fallo y cemento antes del proceso de termociclado, presentando diferencias significativas y aceptando nuestra hipótesis nula. Cuando se termociclaron las muestras en el estudio 4, sí que se observó una relación entre cemento y tipo de fallo, no presentando diferencias significativas y aceptando nuestra hipótesis alternativa. Al comparar el tipo de fallo en los cementos DT y RT antes y después de termociclar, se observó que las restauraciones cementadas sí que presentaron una relación en la aparición del tipo de fallo, sin presentar diferencias significativas y por lo tanto, aceptando nuestra hipótesis nula. En el caso del cemento DC, no presentó relación en el tipo de fallo antes y después del proceso de termociclado, presentando diferencias entre ambas condiciones y quedando aceptada nuestra hipótesis alternativa. La presencia del termociclado en el cemento de poliuretano (DT) hace incrementar los fallos cohesivos de este cemento. Antes de producirse el termociclado, la mayoría de fallos (79,16%) se producían adhesivos a pilar, mientras que una vez termocicladas las muestras los fallos adhesivos a pilar y adhesivos a corona se igualan. El cemento DC (ionómero de vidrio modificado con resina) no presentó ningún fallo cohesivo. Antes y después del termociclado, la mayoría de fallos que presentaba eran adhesivos a corona (52,18% y 47,82%, respectivamente). Para el cemento RT (óxido de zinc sin eugenol) la presencia del termociclado incrementa los fallos cohesivos de este cemento, coincidiendo con los resultados obtenidos en los test de *shear bond strength*. Antes de producirse el termociclado, la mayoría de fallos (41,66 %) se

producían a partes iguales, fallos adhesivos a pilar y adhesivos a corona, mientras que una vez termociclados, el incremento de fallos adhesivos a pilar se incrementa en un 66,66%. La presencia de una superficie con mayor rugosidad podría explicar este incremento de fallos adhesivos a pilar a favor de tener mayor adhesión en la superficie cromo-cobalto correspondiente a la restauración¹⁵.

La localización donde aparece el fallo del cemento se puede considerar cuando se quiera elegir un cemento en función de las opciones de retratamiento. Un cemento que se adhiera al pilar tiene dificultad a la hora de ser retirado, al intentar sacarlo puede dañar alguna de las superficies de las estructuras. Además, si el cemento permanece en el pilar, la fuerza de retención de la restauración se va a ver reducida con el recementado²⁸.

La fuerza de unión de un cemento esta directamente ligada a si posee propiedades adhesivas o bien propiedades de retención mecánica. Si el cemento no posee propiedades adhesivas o mecánicamente es débil, la convergencia de las paredes del pilar juega el papel principal a la hora de resistir a fuerzas de desinserción⁵⁸.

7.5. Termociclado

Una vez cementadas las muestras se procedió a dejarlas en condiciones de humedad al 100%, a 37°C durante 18 horas (estudio 1 y 3). En los estudios 2 y 4, se procedió a realizar un proceso de envejecimiento de los agentes cementantes mediante un termociclado de las muestras en agua destilada en baños de 5° a 55° (30 segundos por baño)^{28,55,111}, durante 2000 ciclos. Una vez terminados los ciclos las muestras no se probaron de manera inmediata, sino que se dejaron reposar. Siguiendo un protocolo parecido al previamente descrito en otros estudios⁵⁵.

El proceso de envejecimiento mediante termociclado se ha realizado en algunos estudios para poder extrapolar el comportamiento del cemento y poder conocer su comportamiento a lo largo del tiempo^{28,55,84,102,103}. Esta técnica de envejecimiento induce al estrés en la zona interfacial debido a los diferentes coeficientes de expansión térmica de los diferentes materiales que componen la muestra¹¹². Hay que tener en cuenta que tanto las propiedades adhesivas

como mecánicas pueden verse afectadas por la existencia de humedad o bien por un proceso de termociclado⁵¹. Así pues, la existencia de un medio húmedo se consideró en esta investigación con la finalidad de poder simular de una manera más próxima a las condiciones del medio oral.

Garey y cols., determinaron que el termociclado, después de 400 ciclos, no ofrece ningún tipo de alteración en la retención de las restauraciones¹¹³.

En los tests y después de 2000 ciclos, en el estudio 4 se encontraron diferencias significativas a nivel de retención entre los tres agentes cementantes tanto en los casos en los que el pilar no estaba arenado, como en los casos que estaba arenado. Con los resultados obtenidos en el estudio 4, se acepta nuestra hipótesis alternativa. Comparando el efecto del termociclado en las restauraciones, no se encontraron diferencias significativas, con los cemento DT y RT entre antes y después del termociclado de las muestras, mientras que para el cemento DC, aumentó la retención de las restauraciones después de realizar el proceso de termociclado. Con los resultados obtenidos, se acepta nuestra hipótesis nula para los cementos DT y RT, y se acepta la hipótesis alternativa para el cemento DC. What y cols realizaron un estudio de resistencia a la tracción comparando cementos temporales (óxido de zinc) y definitivos (ionómero de vidrio modificado con resina), coincidiendo sus resultados, tras realizar un termociclado de 1000 ciclos, con los obtenidos en esta investigación. Los cementos temporales presentaron los valores de retención más bajos. Por consiguiente, el autor recomienda el uso de cementos de óxido de zinc, en los casos que se desee una mayor facilidad de retratamiento⁸⁴.

En los casos de los test de *shear bond strength*, en el estudio 2 se encontraron diferencias significativas a nivel de adhesión con los materiales cromo-cobalto y titanio arenado. Con estos materiales se acepta nuestra hipótesis alternativa. Para la superficie titanio pulido, no se observaron diferencias significativas a nivel de adhesión entre los tres agentes cementantes, aceptando nuestra hipótesis nula para este material. Comparando el efecto del termociclado en las restauraciones, para los cementos DT y DC se observaron diferencias a nivel de adhesión entre las superficies titanio pulido y cromo-cobalto, aceptando nuestra hipótesis

alternativa para estos dos materiales. En la superficie titanio arenado no se encontraron diferencias significativas entre antes y después del termociclado, aceptando nuestra hipótesis nula. Para el cemento RT, sólo se observaron diferencias a nivel de adhesión en el material cromo-cobalto, aceptando en este caso la hipótesis alternativa. Para el material titanio, se aceptó nuestra hipótesis nula.

En el estudio de Covey y cols. se sometieron las muestras a las mismas condiciones de humedad y temperatura, sin embargo, se dejaron los especímenes 24 horas⁶³.

En el descementado de las restauraciones, la solubilidad de los cementos juega probablemente un papel más importante que la fuerza de los cementos⁴⁷.

Las propiedades de un cemento pueden verse sustancialmente afectadas con la inmersión de éstos en agua o suero salino¹¹⁴.

Una de las características de los cementos resinosos y los ionómeros de vidrio modificados con resina es la absorción de agua y la expansión del cemento a lo largo del tiempo⁴⁷.

El uso de cemento solubles crea un hueco entre el final de la línea de preparación de la restauración y el margen del pilar, pudiendo causar una pérdida de la restauración³². En un estudio intraoral de Ramp y cols., los cementos que contenían una base de eugenol, resultaron ser los más solubles⁶⁴. Singer y Serfaty observaron un 9,8% de fracasos en las prótesis completas, el cual lo atribuyeron a las dimensiones cortas de los pilares en zonas posteriores y que soportaban prótesis fijas parciales utilizando como cemento de óxido de zinc con eugenol²⁶. Aunque las complicaciones asociadas al agente cementante han estado descritas en la literatura¹⁹, este tipo de restauraciones poseen un alto índice de éxito clínico¹¹⁵. En caso de que el cemento fracase, el procedimiento de recementado es muy simple¹⁹.

Los cementos a base de óxido de zinc poseen la desventaja de ser solubles en medios acuosos. Alfaro y cols. estudiaron el comportamiento de diferentes cementos de naturaleza provisional a diferentes tiempos (30 minutos en medio seco, y a las 72 horas en medio salino húmedo). Todos los cementos disminuyeron sus valores de retención significativamente a las 72 horas en medio húmedo, excepto el cemento a base de silicona y de fosfato de zinc, que

aumentaron los valores de retención comparados con los valores obtenidos a los 30 minutos después del cementado¹¹⁴.

Así como el termociclado como único test de envejecimiento no reduce significativamente la retención en todos los cementos que tenemos a nuestra disposición, se ha observado en que los experimentos que utilizan carga cíclica con termociclado de las muestras reducen significativamente la retención⁸¹.

7.6. Otros factores que pueden afectar a la retención

Además del tratamiento de superficie, uno de los aspectos a considerar es el material utilizado para tapar la chimenea del pilar. En este estudio se taparon las chimeneas con material de obturación provisional Cavit™ W (3M ESPE, Alemania). Esta chimenea es una pequeña superficie que entra en contacto con la restauración pudiendo alterar la unión restauración-pilar a través del cemento. Existen estudios¹⁵ que demuestran que en función del grado de obturación de la chimenea y del tipo de material, la fuerza de retención de una restauración puede verse afectada. Kent y Koka, realizaron un estudio comparativo en el que analizaba la influencia de tapar o no la chimenea del pilar con una resina autopolimerizable^{61,116}. Kent y Koka lo evaluaron con cementos a base de óxido de zinc y fosfato de zinc, no encontrando el estudio de Kent y cols. una tendencia en aumentar la retención al no tapar la chimenea del pilar⁶¹ y si encontrando diferencias en el estudio de Koka y cols.¹¹⁶. Otro estudio acerca de la obturación de las chimeneas, utilizó un material elastomérico. En este caso se trataba de evaluar la influencia de rellenar totalmente o parcialmente la chimenea. Cuando se rellenaba totalmente se reducía la fuerza de retención de cemento de óxido de zinc sin eugenol, mientras que cuando se rellenaba parcialmente se obtenía un aumento en la retención de la restauración¹⁵. Esto se debe al aumento del área de la superficie del pilar y como consecuencia un mayor índice de retención.

A pesar de existir diferentes materiales (gutapercha, silicona, materiales sintéticos, o algodón) para obturar las chimeneas⁶¹, no existe demasiada correlación entre la retención de las restauraciones y la obturación o no de la chimenea del pilar⁶¹.

7.7. Validez clínica

Finalmente, para poder evaluar el comportamiento clínico de los agentes cementantes, los estudios en el laboratorio deberían quedar complementados con estudios clínicos de largo seguimiento.

Basado en los resultados obtenidos en este estudio y en los analizados en la literatura^{15,18,38,59,82} podríamos llegar a ofrecer algunas recomendaciones enfocadas a la clínica. En el momento de la elección de un agente cementante, el clínico debería analizar de manera cuidadosa la situación de paralelismo y altura de los pilares, y tener en cuenta los valores de retención de los agentes cementantes disponibles en el mercado. En los casos de mayor altura y menor conicidad de los pilares, menor fuerza de retención debería tener el cemento. En los casos de pilares de baja altura, los cementos de óxido de zinc deberían evitarse y utilizar cementos que proporcionen mayor retención como son los resinosos. Si se desea que la restauración tenga un fácil retratamiento deberíamos evitar los cementos resinosos, así como los de fosfato de zinc. En los casos de pilares bajos, se recomienda que la conicidad del pilar sea lo más paralela posible con la finalidad de obtener una adecuada retención y resistencia. Los pilares de paredes paralelas y alturas importantes (a partir de 6 mm) deberían evitarse por ser geoméricamente demasiado retentivos.

8. CONCLUSIONES

Con las limitaciones del presente estudio *in vitro*, se han extraído las siguientes conclusiones:

8.1. Estudio 1: Evaluar la adhesión y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados mediante *shear bond strength*.

8.1.1. Existen diferencias significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos estudiados en las tres superficies evaluadas. El cemento DC fue el que presentó los valores de adhesión más altos, seguido del cemento DT y en tercer lugar el cemento RT.

8.1.2. En el cemento DT y DC no se encontraron ningún fallo de tipo cohesivo, siendo en todos los casos un fallo de tipo adhesivo a los tres materiales evaluados. En el cemento RT sí se encontraron fallos de tipo cohesivo. El tipo de fallo más frecuente fue adhesivo a titanio pulido.

8.2. Estudio 2: Evaluar la adhesión y el tipo de fallo de los tres tipos de cementos estudiados mediante *shear bond strength* después de un envejecimiento por termociclado.

8.2.1. Existen diferencias significativas a nivel de adhesión entre los tres cementos estudiados en las tres superficies evaluadas. El cemento DC fue el que presentó los valores de adhesión más altos, seguido del cemento DT y en tercer lugar el cemento RT, después de realizar un proceso de envejecimiento mediante termociclado.

8.2.2. En el cemento DT y DC no se encontraron ningún fallo de tipo cohesivo, siendo en todos los casos un fallo de tipo adhesivo a los tres materiales evaluados. En el cemento RT sí se encontraron fallos de tipo cohesivo. El tipo de fallo más frecuente fue adhesivo a cromo-cobalto.

8.3. Estudio 1 y 2: Evaluar la adhesión y el tipo de fallo de los tres tipos de cementos estudiados mediante *shear bond strength* antes y después de un envejecimiento por termociclado.

8.3.1. Para el cemento DT y DC existen diferencias significativas a nivel de adhesión. Los valores más elevados son en condiciones de no termociclado. No existieron diferencias para el cemento RT.

8.3.2. Para el cemento RT se encontraron mayor numero de fallos cohesivos y adhesivos a cromo-cobalto tras el proceso de termociclado. En los cementos DT y DC no se observaron diferencias.

8.4. Estudio 3: Evaluar la resistencia a la tracción y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados en restauraciones sobre implantes unitarias.

8.4.1. Existen diferencias significativas a nivel de retención, entre los tres cementos, de las restauraciones unitarias sobre implantes. Los valores mayores de retención se obtuvieron para el cemento DC, seguido de las restauraciones cementadas con DT y en tercer lugar, las restauraciones cementadas con RT.

8.4.2. Existen diferencias significativas a nivel de retención, entre los tres cementos, de las restauraciones unitarias cementadas sobre pilares arenados siendo mayores en estos últimos pilares. Los valores mayores de retención se obtuvieron para el cemento DC, seguido de las restauraciones cementadas con DT y en tercer lugar, las restauraciones cementadas con RT.

8.4.3. Para el cemento DT el fallo más frecuente fue adhesivo a pilar. Para el cemento RT y DC el tipo de fallo más frecuente fue adhesivo a corona. En DC no se encontró ningun fallo de tipo cohesivo.

8.4.4. Existen diferencias significativas a nivel de retención entre los pilares de 6 y 4 mm. No se observaron diferencias al comparar estos pilares con los de 5 mm.

8.5. Estudio 4: Evaluar la retención y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados en restauraciones sobre implantes unitarias, después de un envejecimiento por termociclado.

8.5.1. Existen diferencias significativas a nivel de retención, entre los tres cementos, de las restauraciones unitarias sobre implantes después

de un proceso de envejecimiento mediante termociclado. Los valores mayores de retención se obtuvieron para el cemento DC, seguido de las restauraciones cementadas con DT y en tercer lugar, las restauraciones cementadas con RT.

8.5.2. Existen diferencias significativas a nivel de retención, entre los tres cementos, de las restauraciones unitarias cementadas sobre pilares arenados siendo mayores en estos últimos pilares, después de un proceso de envejecimiento mediante termociclado. Los valores mayores de retención se obtuvieron para el cemento DC, seguido de las restauraciones cementadas con DT y en tercer lugar, las restauraciones cementadas con RT.

8.5.3. Para el cemento DC el fallo más frecuente fue adhesivo a corona. Para el cemento RT y DT el tipo de fallo más frecuente fue adhesivo a pilar. Encontramos fallos de tipo cohesivo en los tres cementos.

8.6. Estudios 3 y 4: Evaluar la retención y el tipo de fallo de los tres cementos estudiados en restauraciones sobre implantes unitarias, antes y después de un envejecimiento por termociclado.

8.6.1. Para el cemento DC existen diferencias significativas a nivel de retención. No existieron diferencias a nivel de retención para los cementos DT y RT.

8.6.2. En los cemento DT y DC sin termociclar el tipo de fallo más frecuente fue adhesivo a pilar y adhesivo a corona, respectivamente.. En el cemento RT se encontró un aumento del los fallos cohesivos.

9. EXPECTATIVAS DE FUTURO

- 9.1. Estudiar el comportamiento de los cementos a partir de restauraciones sin metal.
- 9.2. Estudiar el comportamiento de los cementos al tratar las diferentes superficies mediante imprimidores o bien mediante anodización.
- 9.3. Estudiar el comportamiento de los cementos sometiendo las restauraciones a carga cíclica.
- 9.4. Evaluar de manera *in vivo* el comportamiento de los cementos.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Misch CE. Principios de la prótesis cementada sobre implantes. En Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. Madrid: Elsevier España; 2005.p: 414-51.
2. Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:83-189.
3. Michalakos KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of Implant-supported fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(4):545-9.
4. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontic current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:66-75.
5. Weber HP, Kim DM, Ng Mavis W, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement-and-screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2006 Aug;17(4):375-9.
6. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: The prosthetic results. J Prosthetic Dent 1990;64:53-61.
7. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:40-44.
8. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: A long-term retrospective study. J Prosthet Dent 1997; 78:35-42.
9. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:519-525.
10. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implant: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:865-868.

11. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Pasivity of a fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-246.
12. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to a 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:87-91.
13. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screwretained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719-728.
14. Taylor TD, Agar JR. Twenty years in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002; 88:89-95.
15. Emms M. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cementretained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2007 Jan-Feb;16(1):3-9.
16. Akça K, Iplikçioğlu H, Çehreli M. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:536-542.
17. Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont* 1991;4:37-44.
18. Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12:111-115.5
19. Ozcelik TB, Yilmaz B. A laboratory procedure for optimal implant abutment preparation. *J Prosthodont.* 2009 Aug;18(6):537-40.
20. Chee WW, Torbati A, Albouy JP. Retrievable cemented implant restorations. *J Prosthodont.* 1998;7:120-5.
21. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77: 28-35.

22. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prothet Dent* 1999; 81:537-52.
23. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants : a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179-183.
24. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6 :270-276.
25. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997;78: 43-7.
26. Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):645-9.
27. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990 Mar;17(3):138-44.
28. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Nov-Dec;16(6):793-8.
29. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent*. 1999;8(2):141-51.
30. Keith SE, Miller BH, Woddy RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14: 369-378.
31. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system"Part I. *J Prosthet Dent* 1992;68:737-741.

32. Kaar D, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT, Platt JA. The effect of fatigue damage on the force required to remove a restoration in a cementretained implant system. *J Prosthodont* 2006;15:289-294.
33. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Impla Res* 2008;19:119-130.
34. Wilson TG. Uncementing relations. Editorial. *Quintessence Int* 2004. Mar;35:177.
35. Taylor TD,. The changing face of implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):793.
36. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: part II. *J Prosthet Dent* 1992;68:885-90.
37. Bastos FP, Gomez E, Breda M. Alternative method for retention and removal of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2001; 86:181-3.
38. Prestipino V, Ingber A, Kravitz J, Whitehead GM. A practical approach for retrieving cement-retained, implant-supported restorations. *Quintessence dental technology* 2001:24:182-187.
39. Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement-and screw-retained implant prothesis.;92:578-80.
40. Doerr J. Simplified technique for retrieving cemented implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002 Sep;88(3):352-3.
41. Clausen GF. The lingual locking screw for implant-retained restorations—aesthetics and retrievability. *Aust Prosthodont J*. 1995;9:17-20.
42. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Dec;19(12):1304-11.
43. Schwedhelm ER, Raigrodski AJ. A technique for locating implant abutment screws of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 2006 Feb;95(2):165-7.

44. Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement –retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87:112-14.
45. Schwedhelm ER, Lepe X, Aw TC. A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2003 Jan;89(1):89-90.
46. Vega del Barrio JM. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físicoquímicos. En *Materiales en odontología*. Madrid: Ed. Avances médicos dentales;1996.p:394-395.
47. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80:280-301.
48. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999;81:597-609.
49. Anderson JN, McCabe JF. *Materiales de aplicación dental*. Barcelona: Editorial Salvat; 1998. p :3-175.
50. Diaz-Arnold AM, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81:135-141.
51. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent* 2002;88:491-7.
52. Wilson AD. Resin-modified glass-ionómer cements. *Int J Prosthodont* 1990;3:425-9.
53. De la Macorra JC, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Invest* 2002;6:198-204.
54. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Rueggeberg FA. Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings cemented to minimally retentive preparations. *J Prosthet Dent* 2007;98:199-207.
55. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of seven luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cementretained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:587-592.

56. Gilboe DB, Teteruck WR. Fundamentals of extracoronal tooth preparation. Part I. retention and resistance form. J Prosthet Dent 1974;32:651-656.
57. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. Quintessence Int. 1985 Mar;16(3):191-4.
58. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. J Prosthet Dent 2003;89:565-71.
59. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. J Prosthet Dent 2002;87:248-55.
60. Dahl BL, Øilo G. Retentive properties of luting cements: an in vitro investigation. Dent Mater 1986; 2:17-20.
61. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. J Prostodontics 1997;6:193-196.
62. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003 Aug;90(2):121-32.
63. Covey DA, Kent DK, St Germain HA, Koka S. Effects of abutment size and luting cements type on the uniaxial retention force of implantsupported crowns. J Prosthet Dent 2000;83:344-348.
64. Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bone stress of provisional luting agents used with an implant system. J Prosthet Dent 1999;81:510-4.
65. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the ceraone implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 1997 ;12 :660-665.
66. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent. 1986;55(2):243-7.

67. Carter GM, Hunter KM, Herbison P. Factors influencing the retention of cemented implant-supported crowns. *N Z Dent J*. 1997;93(412):36-8.
68. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater*. 2009 Nov 19.
69. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Threedimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995; 11: 126-131.
70. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995; 74: 1591-1596.
71. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 Suppl 3:193-204.
72. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000;13:60D–76D.
73. Leloup D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001;80:1605-14.
74. Øilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*. 1993 Oct;43(5):492-8.
75. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Aug;13(4):343-8.
76. Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):510-4.
77. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strength of resin to densely-sintered high-purity zirconium oxide after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-62.
78. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramix: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.

79. Schwartz IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1986;56:279-83.
80. Kerby RE, McGlumphy EA, Holloway JA. Some physical properties of implant abutment luting agents. *Int J Prosthodont* 1992;5:321-325.
81. GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent* 1994;71:124-132.
82. Bresciano M, Shierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:594-598.
83. Montenegro AC, Machado AN, Depes Gouvêa CV. Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant dent*. 2008 Dec;17(4):451-60.
84. Wahl C, França FM, Brito RB Jr, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res* 2008 Oct-Dec; 22(4):299-304.
85. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bond strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater* 1996; 12 :245-249.
86. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989;118:703-7.
87. Rees JS, Jacobsen PH. Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 1992;19:115-22.
88. Assif D, Azoulay S, Gorfil D. The degree of zinc phosphate cement coverage of complete crown preparations and its effect on crown retention. *J Prosthet Dent*. 1992 Aug;68(2):275-8.
89. Carter SM, Wilson PR. The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont* 1996;9:21-9.

90. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prothet Dent* 1988;60:148-151.
91. Sarafianou A, Kafandaris NM. Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements. *J Prosthet Dent* 1977;77:475-81.
92. Doyle MG, Goodacre CJ, Muñoz CA, Andres CJ. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3. *Int J Prosthodont* 1990;3:327-40.
93. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002;33:95-100.
94. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13:35-40.
95. Sundh A, Sjgren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22: 778-784.
96. Tsukakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lippo V.J. Lassila, Pekka K, Vallittu PK, Shinya A. Effects of Dental Adhesive Cement and Surface Treatment on Bond Strength and Leakage of Zirconium Oxide Ceramics. *Dental Materials Journal* 27(2) : 159–171, 2008.
97. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2: 139-147.
98. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 267-272.
99. Fonseca RG, de Almeida JG, Haneda IG, Adabo GL. Effect of metal primers on bond strength of resin cements to base metals. *J Prosthet Dent*. 2009 Apr;101(4):262-8.
100. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *J Oral Rehabil* 1999;26:475-8.

101. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9-18.
102. Ayad MF, Rosentiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crown. *J Prosthet Dent* 1997;77: 116-21.
103. Wolfart S, Linnemann J, Kern M. Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine. *J Oral Rehabil* 2003;30:1053–61.
104. Di felice R, Rapelli G, Camaioni E, Cattani M, Meyer JM, Belser UC. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an *in vitro* retention study. *Clin Oral Impl Res* 18, 2007;108-113.
105. Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent*. 1998 Apr;79(4):472-6.
106. Felton DA, Kanoy BE, White JT. Recementation of dental castings with zinc phosphate cement: effect of cement strength. *J Prosthet Dent* 1987;58:579-583.
107. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet* 2006; 95: 450-5.
108. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985;1:197-9.
109. Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Watanabe A, Foxton R, Miura H, Tagami J. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J* 2009; 28(4): 446–453.
110. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2006 Aug;96(2):104-14.

111. Rossomando KJ, Wendt SL Jr. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater.* 1995 Jan;11(1):47-51.
112. Baldissarra P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:417-422.
113. Garey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent* 1994;71:124-32.
114. Alfaro MA, Papazoglou E, McGlumphy EA, Holloway JA. Short-term retention properties of cements for retrievable implant-supported prostheses. *Eur J Prosthodont Rest dent* 2004 ; 12 :33-37.
115. Levine RA, Clem DS, Wilson TG, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. . *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-520.
116. Koka S, Ewoldsen NO, Dana CL, Beatty MW. The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder: a pilot study. *Implant Dent.* 1995 Spring;4(1):32-5.

11. ANEXOS

11.1. ANEXO 1: Interfase pilar-cemento-restauración

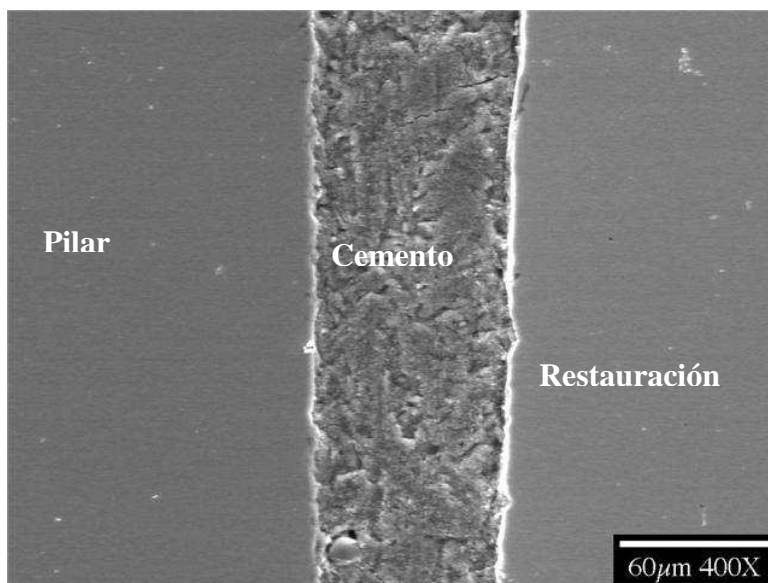


Fig. 11.1: Visión al SEM del corte axial del complejo pilar-cemento-implante

11.2. ANEXO 2: Pilares de titanio

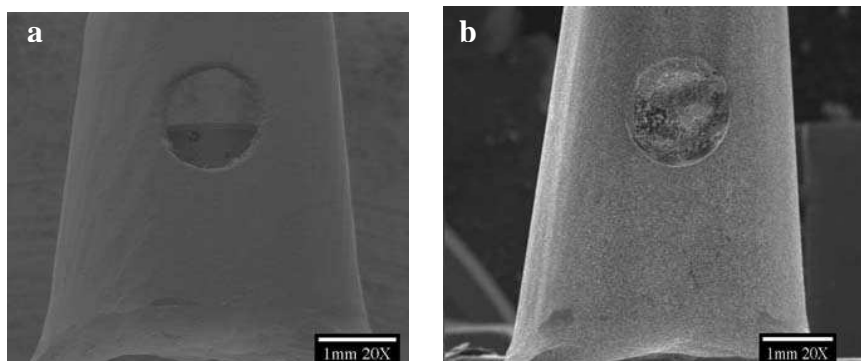


Fig. 11.2 y 11.3: Visión al SEM del pilar de titanio antes de arenar (a) y después del proceso de arenado (b).

11.3. ANEXO 3: Análisis de los materiales testados mediante microscopía electrónica.

11.3.1. Superficies:

11.3.1.1. Cromo-Cobalto

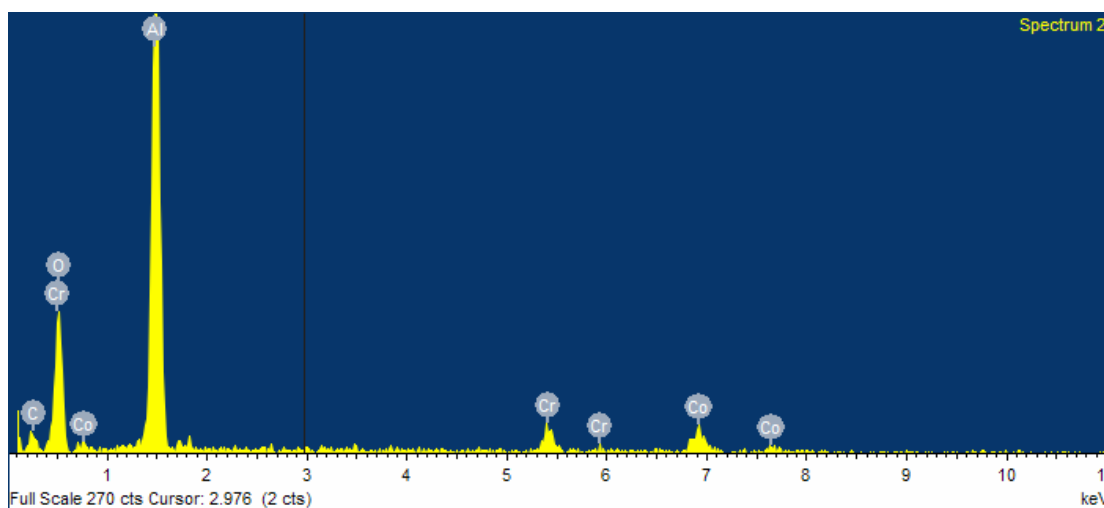


Fig. 11.4: Análisis al SEM de la composición química de las restauraciones de cromo-cobalto.

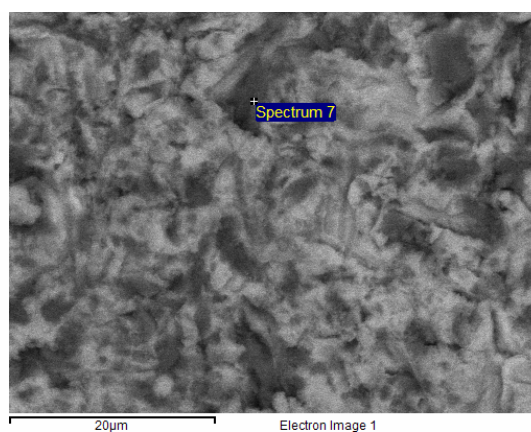


Fig. 11.5: Visión al SEM de la superficie de cromo-cobalto

11.3.1.2. Titanio pulido

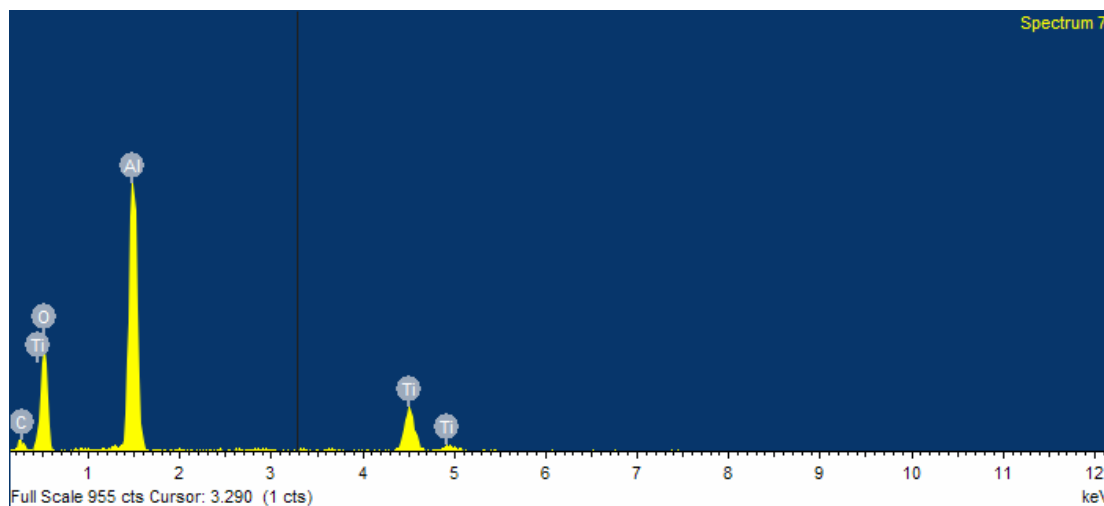


Fig. 11.6: Análisis al SEM de la composición química del titanio pulido.

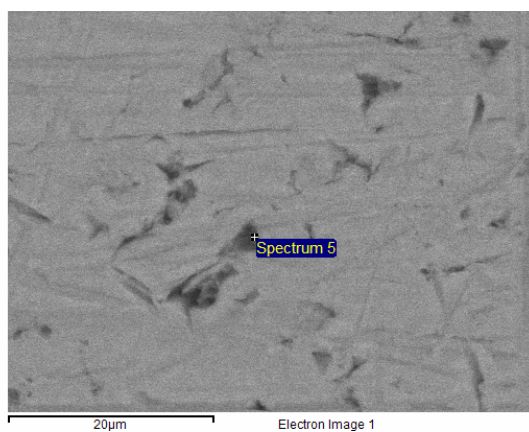


Fig. 11.7: Visión al SEM de la superficie titanio pulido

11.3.1.3. Titanio arenado

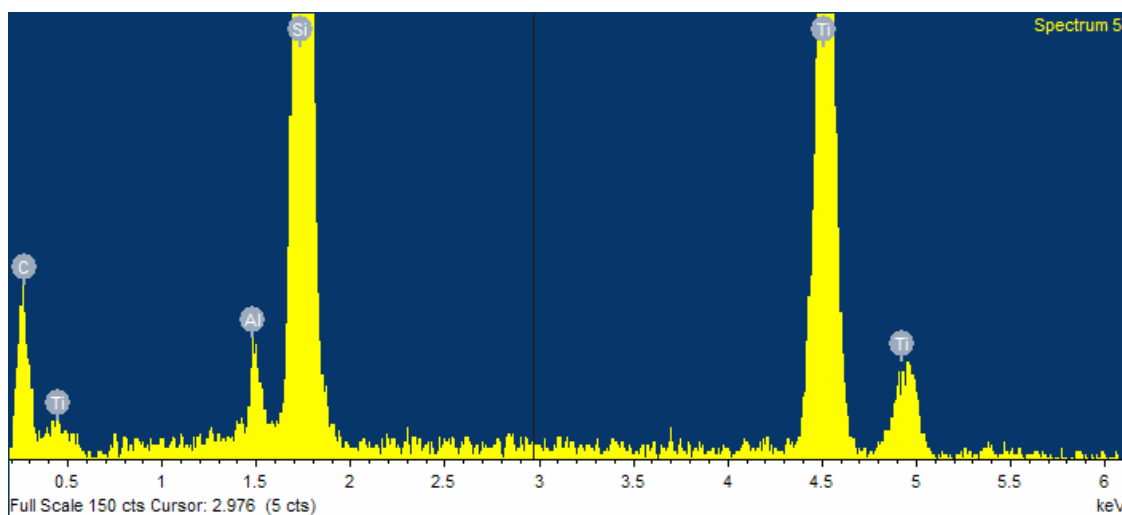


Fig. 11.8: Análisis al SEM de la composición química del titanio arenado.

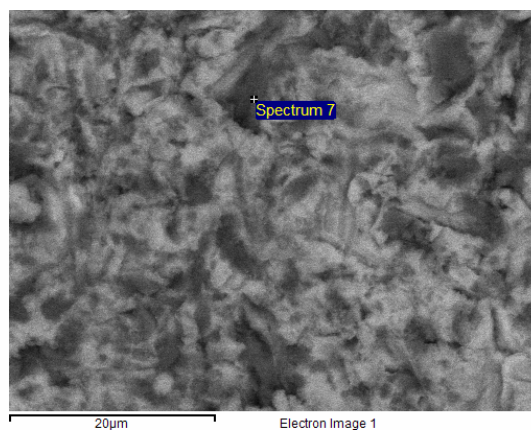


Fig. 11.9: Visión al SEM de la superficie titanio arenado.

11.3.2. Cementos:

11.3.2.1. DentoTemp®

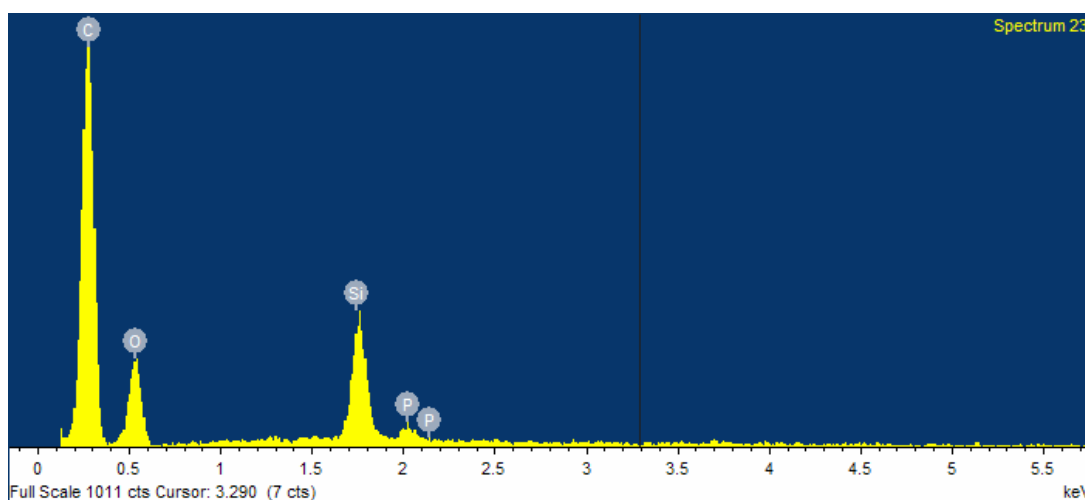


Fig. 11.10: Análisis al SEM de la composición química del cemento DentoTemp.

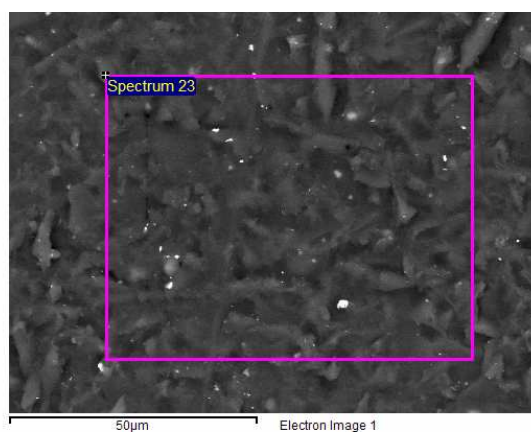


Fig. 11.11: Visión al SEM del cemento DentoTemp.

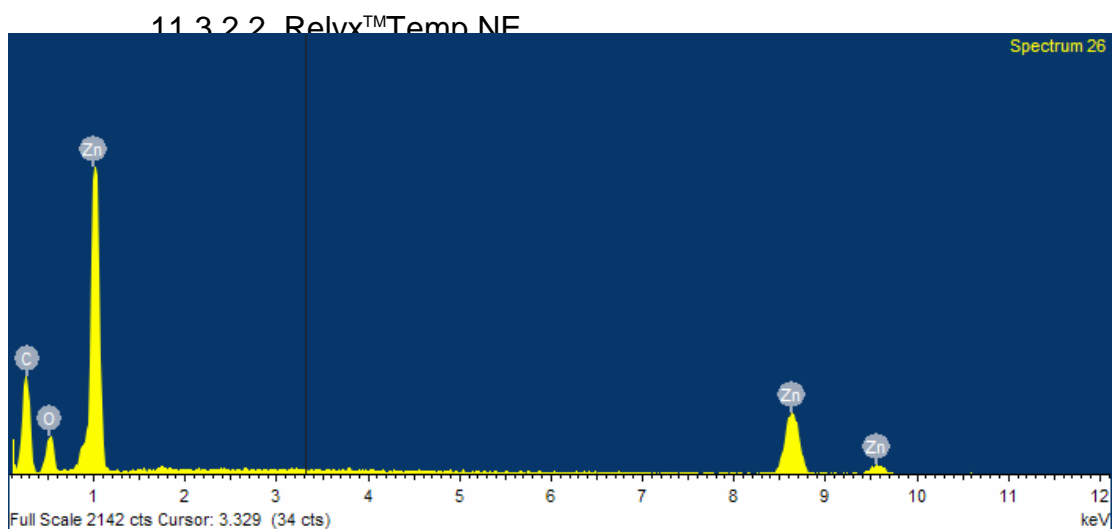


Fig. 11.12: Análisis al SEM de la composición química del cemento Relyx™Temp .

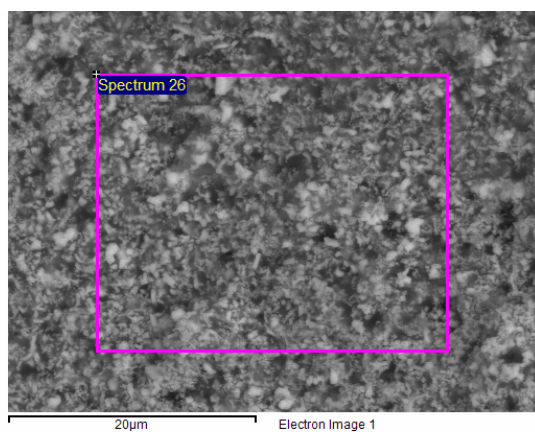


Fig. 11.13: Visión al SEM del cemento Relyx™Temp.

11.3.2.3. DentoCem®

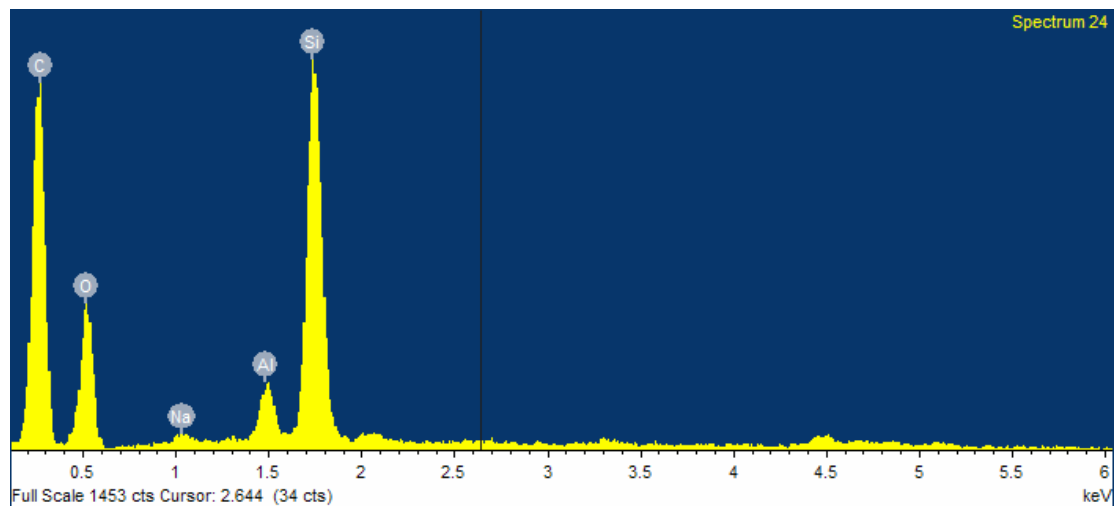


Fig. 11.14: Análisis al SEM de la composición química del cemento DentoCem.

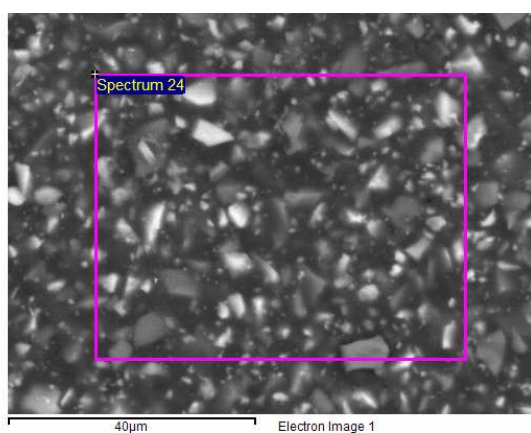


Fig. 11.15: Visión al SEM del cemento DentoCem.

11.4. ANEXO 4: Artículo científico:

. *Pendiente de publicación a la revista Internacional Journal of Prosthodontics.*

Influences of height and surface roughness on in vitro retention strength of 3 luting agents.

Jordi Cano, MSD

Joan Soliva, DMD

Marc Campillo, PhD

Carlos Muñoz, DDS, MSD

Lluís Giner, DDS, MSD, PhD

Postgraduate in Prosthodontics, Department of Prosthodontics and Dental materials, Universitat Internacional de Catalunya, Spain.

Assistant Professor, Department of Prosthodontics and Dental materials, Universitat Internacional de Catalunya, Spain.

Postdoctoral Associate, Department of Restorative Dentistry. School of Dental Medicine, University of Buffalo, USA.

Professor and Chairman, Department of Restorative Dentistry. School of Dental Medicine, University of Buffalo, USA.

Professor and Chairman, Department of Prosthodontics and Dental materials, Universitat Internacional de Catalunya, Spain.

Internacional University of Catalonia
Josep Trueta, s/n (Hospital General de Catalunya)
08195 Sant Cugat del Vallès
Tel.: 93 504 20 00 , Fax: 93 504 20 01
Email adress: jcanobatalla@hotmail.com

Abstract

Aims: The purpose of this study was to evaluate the effects of height, air-particle abrasion, and type of cement on the tensile resistance to dislodgement of cement-retained implant restorations. **Materials and Methods:** Thirty-six titanium abutments were divided into three groups with different heights: 4, 5 and 6 mm. Wax crown patterns were made, margined, invested, and cast in cobalt-chrome. Restorations were cemented with Dentotemp, DentoCem and RelyxTemp NE under a 10kg load and kept at 37°C and 100% humidity for 18 hours. A uniaxial tensile force was applied to the crown using a testing machine with a crosshead speed of 5 mm/min until cement failure occurred. Afterward, same samples were air-particle abraded with aluminum oxide, cemented with the same cements, and tested again. ANOVA models were fit to establish the influence of height, texture, and cement type. **Results:** A multifactorial ANOVA revealed significant differences among the three cements ($P < 0.001$). Significant differences were detected between 4 mm and 6 mm ($P < 0.001$). But not between 4mm and 5 mm specimens ($P=0.1461$) and 5 and 6 mm ($P=0.5596$). Effect of air-abrasion was also found to be significant ($P = 0.0111$). **Conclusion:** Cement, air-abrasion, and abutment height can significantly influence the retention of the crowns. Depending on each particular case, different parameters should be considered when selecting a luting agent. **Key words:** cement, height, retention, surface, implant -supported prosthesis

Introduction

The success of oral rehabilitation with dental implants depends not only on osseointegration of the implant fixtures but also on maintaining the integrity of the connection of the prosthetic restoration to these fixtures¹.

Implant restorations can be screw-retained, cement-retained, or a combination of both. Numerous advantages and disadvantages have been described for each retention method²⁻¹². Screw-retained restorations offer retractability for re-servicing, replacement, or salvaging of the restorations and/or implants when there is a need for periodic replacement of prosthodontic components⁶. On the other hand, cement-retained restorations led to a new philosophy in restorative solutions based on the fabrication of customized abutments¹³. In contrast to screw-retained prosthesis, cement-retained, implant-supported prosthesis have limited scientific documentation⁵. Advantages of cement-retained implant restorations include great versatility for aesthetics and simplicity of the technique^{5,14}. Furthermore, the absence of a screw avoids the possible inadequate fitting of the components⁴. Potential for complete passivity when a cemented restoration is placed on implants has also been pointed out¹⁵.

The retention of cement-retained restorations has been shown to be affected by different parameters. The abutment size (height and width), texture, the convergence angle between the walls of the abutment, and the cements and other materials used on the restoration can have an influence on its performance^{16,17}. Shorter walls and walls with high Total Occlusal Convergence (TOC) values decrease the mechanical retention, consequently increasing the role of the cement in retaining the coping. Thus, short and high tapered abutments are more likely to demonstrate significant differences among cements¹⁷.

Cement selection is of primary importance. The ideal cement would provide sufficient retention to prevent loosening the restoration during normal service but allow the restoration to be removed without damage to the abutment, restorations and peri-implant tissues¹³. Cements may be used as provisional or permanent luting agents^{1,18}. Resin cements, glass-ionomers, and zinc phosphate cements are common luting agents for permanent cementation and they have also been used as references for comparison in cement retention studies^{13,19-24}. Cements with lower tensile bond strength, such as zinc oxide cements, have been used as provisional cements³. The use of provisional luting agents has commonly been advocated for implant restorations even if the restorations are considered definitive by the clinician^{3,4} because they allow to maintain the retrievability¹.

The aim of this study was to study the effects of abutment height and surface roughness on the relative retentive characteristics of three commonly used dental cements when cementing cast cobalt- chrome- crowns to titanium abutments.

Materials and Methods

Preparation of specimens

Thirty-six dental implants 3.75 mm x 11.5 mm with external hexagon (Universal, Euroteknika, France) were mounted on resin cylinders. A titanium abutment was screwed to each implant using a manual torque controller at 35 Ncm. The specimens were divided into three groups (n = 12). The first group abutments were shortened to 4 mm height, the second group to 5 mm, and the third group to 6 mm. All the abutments were tapered at 12 degrees TOC. Screw access openings of the abutments were filled with Cavit (3M ESPE, Germany).

Thirty-six individual wax copings were formed directly on the abutments. A wax spure # 10 was used to form a loop and added to the occlusal surface of each coping to allow attachment of the samples to the testing machine in order to perform the tensile test. The patterns were casted, with a cobalt-chrome alloy (Metalloy CC, Neuchâtel, Switzerland) (Fig.1) and cleaned using air-particle abrasion.

.Prior to cementation, casting and abutment-implant assemblies were cleaned in an ultrasonic bath for 15 minutes with distilled water and then steam-cleaned.

Luting of copings

Three types of cmenets were evaluated and are summarized in table 1. All of the copings were cemented by the same operator. To avoid the introduction of bias due to reuse of the specimens, the specimens of each height were divided in three subgroups , so all the cements were tested in the same number of new and reused specimens.. Materials were mixed in strict accordance with the protocol set forth by each manufacturer. Copings were seated with a specially designed device that allowed a known load (5 kg) to be applied along the long axis of the abutment for a 10 minute period, (following ANSI/ADA Specification No. 96—Dental Water-Based Cements: 2000). Excess luting agent was removed from the margins before it became fully set. All specimens were then stored in distilled water for 18 hours at 37°C.

Testing of tensile bond strength

A uniaxial load was applied to the loop of cobalt-chrome restorations using a tensile test machine (Dillon, Quantrol, USA) with a cross-head speed of 5

mm/min until cement failure. The force values were registered using the software Emperor version.1.11-017.

After testing, the specimens they were cleaned with a dental luting removal agent Orange Solvent (R&S, Aulnay, Francia), and with distilled water in an ultrasonic bath for 15 min. If needed, any remaining cement was removed using a plastic curette (Columbia 4R/4L, Hu-Friedy, Chicago, USA). After inspecting the specimens using a 10X magnifying glass to ensure complete removal of the cement, the surfaces of the abutments were air-particle abraded with 50- μ m aluminum oxide particles at a pressure of 2 bars for 10 seconds maintaining a 10 mm distance between the specimen and the sandblasting gun tip.

Statistical Analysis

The differences in mean tensile strength and the influence of cements, height and texture of the abutments was analyzed using three-way analysis of variance ANOVA at a 95% confidence level.

Results

Statistically significant differences were detected among the failure loads of the 3 cements ($P < 0.0001$). Mean values of uniaxial failure load obtained for each group are shown in table 2. The highest values were found with the resin cement. The non-eugenol acrylic-urethane cement showed lower values and the lowest failure loads were obtained for the zinc oxide cement.

The difference in failure load between 5 mm and 6 mm and 4 mm and 5 mm height abutments were not statistically significant ($P = 0.5596$, $P = 0.146$) respectively. However, significant differences were found between 4 mm and 6 mm abutments ($P < 0.001$). Only the resin and zinc oxide cements ($P = 0.0001$, $P = 0.001$) showed significant differences due to the abutment height in non

sandblast abutments. In sandblast abutments only shows significant differences zinc oxide cement ($P=0.044$). Figure 2 shows the mean values obtained for each height.

Air-particle abrasion of the abutments produced significant differences on the retention of the castings ($P = 0.0111$). DC ($P = 0.5873$) did not show significant differences on the retention. However, DT ($P = 0.0007$) and RT ($P=0.174$) exhibited significant differences in the retention on air-particle abraded abutments compared to not treated abutments. Height produced no significant differences in DT and DC cements when the abutments were air-particle abraded. (DC: $P = 0.05$, DT: $P = 0.476$)

Discussion

The performance of cements with 12-degree TOC titanium abutments in three different heights and two different surfaces were examined. The TOC was selected according to the decrease in mechanical retention previously reported for this values, thus making the retention of the crowns more dependent on the cement performance^{10,24}.

Tensile bond strength of the luting agents must be enough to resist vertical and lateral forces during function. A standardized test for determining the retention strength of crowns to abutments is currently not available. Thus, differences in specimen preparation and experimental method can preclude direct comparison among studies^{3,22,24,26,27}. However, previous uniaxial load tests offer general observations related to luting cements and specimen geometry applicable to implant abutment design^{1,21,28}.

One limitation of this study was the use of a pure tensile test. In a clinical situation, it is likely that forces other than tensile can contribute to crown de-

cementation. However, the pure tensile testing was used because it allows the comparison of the results with previous investigations^{1,3,21,23,25,26}

Retention is not only influenced by the cement used, but also by the roughness of the inner surface of the casting, the TOC, the surface texture of the abutment, and the surface area available to the cement^{2,26}. Although the effect of repeated use of components on retentive values is unknown, reuse of abutments and castings is common in tensile test studies^{1,21,22,25,28}. The possibility that changes occur on the inner surface of the metal castings or on the machined abutment surfaces after cementation and removal that alter subsequent retention has been pointed out in previous studies²². However, in our study the air abrasion process used before the second cementation should overcome the possible issues produced by surface alterations of the castings or the abutments.

It was observed in this study that abutment height and cement type affected the retention achieved with the cements. Differences in the performance of luting agents have previously been related to chemical differences that affect the mechanical properties of cements²³. As observed in the present study, DC demonstrated the highest values in all experiments, followed by DT. RT showed the lowest retention values and it may not be appropriate for the cementation of single-tooth implant restorations in unfavorable clinical conditions. The use of such cements with reduced height-abutments has been reported to require frequent re-cementation of the implant supported crowns²⁴. For this reason, the use of permanent luting agents has been advised when clinical situations are unfavourable^{23,24}. The permanent cement (DC) produced higher retention

values in all experiments than the provisional cements (RT, DT). This results support those previously reported in other studies^{13,18,21}.

Interactions between cement type and the abutment height similar to the one observed in this study have previously been reported by other authors using different cements^{10,21,22}. Kent reported an increase in retentive properties of cements on 5 mm-high abutments when compared to 3.7 mm-high abutments²¹. In the present study, abutments of 4, 5 and 6 mm were compared. Results showed that, the retention of the abutments was significantly different only between heights when DC and RT were used.

The abutments that were air abraded with 50- μ m aluminum oxide particles showed higher retention values than the not air abraded abutments. This may be a consequence of the surface roughness created by the aluminum oxide particles. However, the retention values difference were only statistically significant for DT and RT. Therefore, the surface irregularities do not offer the same retentive effect in the three luting agents tested. Air-particle abrasion has commonly been used to modify the surface of abutments and several studies have been focused on the surface modification of the abutments in implants^{19,22,29}. The texture of the abutment has been shown to influence the resistance of dislodgement in teeth preparations³⁰. However, other studies that used different systems to modify the texture of the abutments, such as anodization, or coating, have concluded that the abutment surface was not a factor in cement retentive strengths²².

Considering the abutments used in this study, it is unlikely that the alloy type has as much influence as the surface treatment of the metal²⁹. The composition

of the luting agent is more likely to be the critical factor in retention of the castings to the abutments²⁰.

Conclusions

Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

1. The type of cement used for implant-supported crowns affects the uniaxial resistance force of implant abutments.
2. Increasing the height of implant abutment leads to an increase in retention of the casting cemented. The final retention increase depends on the cement used.
3. The abutments with air-particle abraded surfaces showed higher resistance to dislodgement. Differences were significant in DT and RT, but not in DC cement.

Acknowledgments

Special thanks to Mr. Peter J Bush, director, Sotuh Campus Instrumentation Center School of Dental Medicine; State University at Buffalo, for helping in the design of the methodology used for this research. Special thanks also to Mr. Josep Torrents, prosthetic technician, and Xavier Gutiérrez, prosthodontist of University Internacional de Catalunya, for helping in the fabrication of the samples.

Figures and Tables

PROPRIETARY MATERIAL	GROUP	TYPE	USE	MANUFACTURER
Dentotemp®	DT	Non-eugenol acrylic-urethane polymer	Provisional	ITENA® Rognac, France.
RelyX™Temp NE	RT	Zinc oxide without eugenol	Provisional	3M ESPE, Seefeld, Germany.
Dentocem®	DC	Resin	Permanent	ITENA®, Rognac, France.

Table 1: Luting agents



Fig.1. Lab procedure to cast the crown in cobalt-chrome.

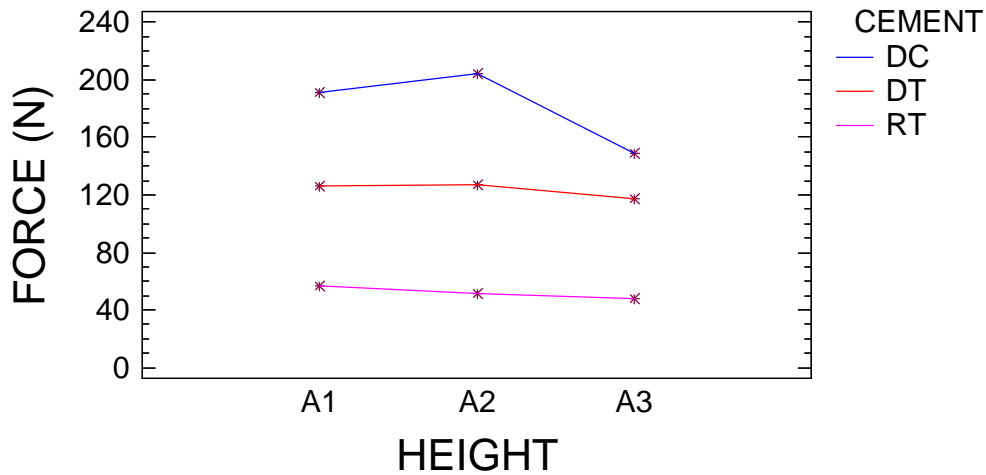


Fig.2: Retention forces for the various cements (DC: DentoCem[®], DT: Dentotemp[®], RT: RelyX[™]Temp NE) at three different heights (A1= 6mm, A2= 5 mm and A3= 4mm).

Cements \ Hights	DT	RT	DC	p-value
6 mm	0,516 ± 0,013	0,193 ± 0,135	0,890 ± 0,359	0,0001*
5 mm	0,365 ± 0,290	0,170 ± 0,153	0,873 ± 0,311	0,0001*
4 mm	0,430 ± 0,243	0,221 ± 0,239	0,642 ± 0,265	0,0010*
p-value	0,416	0,001*	0,0001*	

Table 2: P-values of the three luting agents in different heights in non-sandblast abutments. Average failure load and standard deviation in Mpa. **Indicates significant difference*

Cements \ Heights	DT	RT	DC	p-value
6 mm	0,668 ± 0,343	0,355 ± 0,152	0,863 ± 0,252	0,0002*
5 mm	0,741 ± 0,425	0,291 ± 0,175	1 ± 0,391	0,0001*
4 mm	0,620 ± 0,285	0,205 ± 0,079	0,675 ± 0,307	0,0001*
p-value	0,476	0,044*	0,05	

Table 3: P-values of the three luting agents in different heights in sandblast abutments. Average failure load and standard deviation in Mpa. *Indicates significant difference

Abbreviations

DT: Dentotemp[®]

DC: DentoCem[®]

RT: RelyX[™]Temp NE

References

1. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system"Part I. J Prosthet Dent 1992;68:737-741.
2. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontic current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:66-75.
3. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:719-728.
4. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:260-265.

5. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to a 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:87-91.
6. Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont* 1991;4:37-44.
7. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2007;97:137-40.
8. Heckman SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:466-73.
9. Taylor TD, Agar JR. Twenty years in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002; 88:89-95.
10. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77: 28-35.
11. Assenza B, Artese L, Scarano A, Rubini C, Perrotti V, Piattelli M, Thams U, San Roman F, Piccirilli M, Piattelli A. Screw vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. part 2. immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *J Oral Implantol*. 2006;32(1):1-7.
12. Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16:172-176.

13. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of seven luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:587-592.
14. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Pasivity of a fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-246.
15. Chee WW, Torbati A, Albouy JP. Retrievable cemented implant restorations. *J Prosthodont.* 1998;7:120-5.
16. Misch CE. Principios de la prótesis cementada sobre implantes. En Misch CE. *Prótesis dental sobre implantes.* Madrid: Elsevier España; 2005.p: 414-51.
17. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int.* 2002 Feb;33(2):95-100.
18. Rapelli G, Corso M, Coccia E, Camaioni E, Di Felice R, Procaccini M. In vitro retentive strength of metal superstructures cemented to solid abutments. *Minerva Stomatol.* 2008;57 (3): 95-101.
19. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cemented-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008; 17(2): 92-6.
20. Diaz-Arnold AM, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81:135-141.
21. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prostodontics* 1997;6:193-196

22. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:793-798.
23. Akça K, Iplikçioğlu H, Çehreli M. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:536-542.
24. Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12:111-115.
25. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: part II. *J Prosthet Dent* 1992;68:885-90.
26. Emms M. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 2007 Jan-Feb;16(1):3-9.
27. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:519-525.
28. Covey DA, Kent DK, St Germain HA, Koka S. Effects of abutment size and luting cements type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:344-348.
29. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Rueggeberg FA. Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings cemented to minimally retentive preparations. *J Prosthet Dent*. 2007 Sep;98(3):199-207.

30. Ayad MF, Rosentiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crown. J Prosthet Dent 1997;77: 116-21.

“La ciencia será siempre una búsqueda, jamás un descubrimiento real. Es un viaje, nunca una llegada”.

Karl Popper