

**MÁSTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**  
**TRABAJO FIN DE MÁSTER**



**CONTRACCIÓN CENTRÍPETA DE LOS MATERIALES DE CEMENTACIÓN  
A BASE DE RESINAS Y SU INFLUENCIA EN LA ADHESIÓN. EFECTOS  
DE LA DISTANCIA AL CENTRO DE LA RESTAURACIÓN Y DEL GROSOR  
DE LA CAPA CEMENTANTE.**

Kaifong Hsieh

Dr. José Carlos de la Macorra

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

2023

## **Agradecimientos**

Agradezco al Dr. José Carlos de la Macorra su dedicación para mostrarme cómo se desarrolla un estudio de principio a fin con paciencia y siendo un gran modelo con verdadera pasión hacia la investigación.

Además, comparto este logro con mi familia y amigos, por apoyarme incondicionalmente.

Por último, agradezco a la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, por acogernos y enriquecernos en su abrazo. Gracias a todos los que han hecho posible mi crecimiento y formación en los últimos dos años. Todos estos se han convertido en parte de mí para continuar por más por venir.

Máster Universitario en CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

COMPROMISO DEONTOLÓGICO PARA LA ELABORACIÓN, REDACCIÓN Y POSIBLE PUBLICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER (TFM)

ESTUDIANTE: KAIFONG HSIEH

TUTOR/TUTORA DEL TFM: Dr. JOSÉ CARLOS DE LA MACORRA GARCÍA

TÍTULO DEL TFM:

Contracción centrípeta de los materiales de cementación a base de resinas y su influencia en la adhesión. Efectos de la distancia al centro de la restauración y del grosor de la capa cementante.

**1. Objeto**

El presente documento constituye un compromiso entre el estudiante matriculado en el Máster Universitario en Ciencias Odontológicas y su tutor y en el que se fijan las funciones de supervisión del citado trabajo de fin de máster (TFM), los derechos y obligaciones del estudiante y de su profesor tutor del TFM y en donde se especifican el procedimiento de resolución de potenciales conflictos, así como los aspectos relativos a los derechos de propiedad intelectual o industrial que se puedan generar durante el desarrollo de su TFM.

**2. Colaboración mutua**

El tutor del TFM y el autor del mismo, en el ámbito de las funciones que a cada uno corresponden, se comprometen a establecer unas condiciones de colaboración que permitan la realización de este trabajo y, finalmente, su defensa de acuerdo con los procedimientos y los plazos que estén establecidos al respecto en la normativa vigente.

**3. Normativa**

Los firmantes del presente compromiso declaran conocer la normativa vigente reguladora para la realización y defensa de los TFM y aceptan las disposiciones contenidas en la misma.

**4. Obligaciones del estudiante de Máster**

- Elaborar, consensado con el Tutor del TFM un cronograma detallado de trabajo que abarque el tiempo total de realización del mismo hasta su lectura.
- Informar regularmente al Tutor del TFM de la evolución de su trabajo, los problemas que se le planteen durante su desarrollo y los resultados obtenidos.



UNIVERSIDAD  
COMPLUTENSE  
MADRID

Facultad de Odontología

- Seguir las indicaciones que, sobre la realización y seguimiento de las actividades formativas y la labor de investigación, le haga su tutor del TFM.
- Velar por el correcto uso de las instalaciones y materiales que se le faciliten por parte de la Universidad Complutense con el objeto de llevar a cabo su actividad de trabajo, estudio e investigación.

### **5. Obligaciones del tutor del TFM**

- Supervisar las actividades formativas que desarrolle el estudiante; así como desempeñar todas las funciones que le sean propias, desde el momento de la aceptación de la tutorización hasta su defensa pública.
- Facilitar al estudiante la orientación y el asesoramiento que necesite.

### **6. Buenas prácticas**

El estudiante y el tutor del TFM se comprometen a seguir, en todo momento, prácticas de trabajo seguras, conforme a la legislación actual, incluida la adopción de medidas necesarias en materia de salud, seguridad y prevención de riesgos laborales.

También se comprometen a evitar la copia total o parcial no autorizada de una obra ajena presentándola como propia tanto en el TFM como en las obras o los documentos literarios, científicos o artísticos que se generen como resultado del mismo. Para tal, el estudiante firmará la Declaración de No Plagio del ANEXO I, que será incluido como primera página de su TFM.

### **7. Procedimiento de resolución de conflictos académicos**

En el caso de producirse algún conflicto derivado del incumplimiento de alguno de los extremos a los que se extiende el presente compromiso a lo largo del desarrollo de su TFM, incluyéndose la posibilidad de modificación del nombramiento del tutor, la coordinación del máster buscará una solución consensuada que pueda ser aceptada por las partes en conflicto. En ningún caso el estudiante podrá cambiar de Tutor directamente sin informar a su antiguo Tutor y sin solicitarlo oficialmente a la Coordinación del Máster.

En el caso de que el conflicto persista se gestionará según lo previsto en el SGIC de la memoria verificada.

### **8. Confidencialidad**

El estudiante que desarrolla un TFM dentro de un Grupo de Investigación de la Universidad Complutense, o en una investigación propia del Tutor, que tenga ya una trayectoria demostrada, o utilizando datos de una empresa/organismo o entidad ajenos a la Universidad Complutense de Madrid, se compromete a mantener en secreto todos los datos e informaciones de carácter confidencial que el Tutor del TFM o de cualquier otro miembro del equipo

# Índice

RESINA COMPUESTA.....	1
<i>Composición de las resinas compuestas</i> .....	1
<i>Clasificación de resina compuesta</i> .....	2
<i>Evolución de las resinas compuestas según sus rellenos inorgánicos</i> .....	4
CEMENTOS DE RESINA .....	5
TRES TIPOS PRINCIPALES DE CEMENTO DE RESINA .....	5
POLIMERIZACIÓN DE RESINA COMPUESTOS .....	6
EXPANSIÓN HIGROSCÓPICA.....	7
FACTORES QUE INTERVIENEN EN LA POLIMERIZACIÓN.....	9
<i>Modo de activación o curado de la polimerización</i> .....	9
<i>Formulación de resinas compuestas</i> .....	9
<i>Grado de conversión (DC)</i> .....	9
FACTOR DE CONFIGURACIÓN .....	10
ESTRÉS DE CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN .....	11
<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>12</b>
OBJETIVO GENERAL .....	12
OBJETIVO ESPECÍFICO .....	12
VARIABLES DE ESTUDIO .....	12
<i>Variables independientes</i> .....	12
<i>Variables dependientes</i> .....	12
<b>HIPÓTESIS.....</b>	<b>13</b>
HIPÓTESIS I .....	13
HIPÓTESIS II .....	13
<b>MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>14</b>
PASO 1. CEMENTACIÓN Y FIJACIÓN DE MUESTRAS.....	14
PASO 2. SECCIONAMIENTO.....	17
PASO 3. MAPEO, EVALUACIÓN DE MÓDULOS Y CÁLCULO DE PMOD .....	20
PASO 4. MEDICIÓN DEL ESPESOR DE LA CAPA DE CEMENTACIÓN Y CÁLCULOS DEL FACTOR C.....	23
PASO 5. PRUEBA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN.....	25
PASO 6. PREPARACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS .....	30
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>32</b>
RELACIÓN ENTRE BA Y $UTS_{RES}$ .....	33
<i>Ajuste de curva</i> .....	34

<i>La ecuación de regresión de BA y UTS.....</i>	<i>34</i>
<i>La curva de regresión de la relación entre BA y UTS.....</i>	<i>34</i>
VERIFICACIÓN DE LA HIPÓTESIS I .....	36
<i>Análisis de regresión .....</i>	<i>36</i>
<i>Verificación de hipótesis I.....</i>	<i>36</i>
<i>Coefficientes de las rectas de regresión .....</i>	<i>38</i>
FACTOR DE CONFIGURACIÓN (FACTOR C) .....	41
LA TENDENCIA DE LAS CAUSAS DE NULIDAD DE LOS CASOS.....	42
<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>44</b>
MATERIAL Y MÉTODO .....	44
LIMITACIONES .....	46
RESULTADOS.....	46
SIGNIFICACIÓN CLÍNICA .....	48
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>50</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>51</b>

## Índice de Figuras

FIG. 1 DESARROLLO DEL COMPUESTO DE RESINA.....	4
FIG. 2 PREPARACIÓN DEL PAR DE CILINDROS DE PMMA.....	14
FIG. 3 CEMENTACIÓN DE CILINDROS. ....	15
FIG. 4 CONFIGURACIÓN DE FOTOPOLIMERIZACIÓN.....	16
FIG. 5 FIJACIÓN DE CILINDROS. ....	17
FIG. 6 MONTAJE DE LA MUESTRA A MÁQUINA SECCIONADORA DE BANDAS.....	17
FIG. 7 EL CORTE EN DIRECCIÓN X.....	18
FIG. 8 EL CORTE EN DIRECCIÓN Y.....	19
FIG. 9 LAS DIMENSIONES DE LAS BARRAS SECCIONADAS. ....	20
FIG. 10 SISTEMA DE CODIFICACIÓN.....	21
FIG. 11 CALIBRACIÓN CON ESCALA PROPORCIONAL.....	22
FIG. 12 SELECCIÓN ALEATORIA DE BARRAS. ....	23
FIG. 13 MICROSCOPIO ESTEREOSCÓPICO CON CÁMARA DIGITAL.....	24
FIG. 14 FOTOGRAFÍA DE LA INTERFASE. ....	25
FIG. 15 DISPOSITIVO DE TRACCIÓN Y FIJACIÓN DE LAS BARRAS ENSAYADAS.....	26
FIG. 16 MONTAJE DEL DISPOSITIVO DE TRACCIÓN.....	27
FIG. 17 EL ENSAYO DE PRUEBA. ....	28
FIG. 18 GRÁFICO DE LA PRUEBA.....	29
FIG. 19 EL PRINCIPIO DE LA PALANCA Y EL DISPOSITIVO DE TRACCIÓN. ....	29

## Índice de Gráficos

GRÁFICO 1. RELACIÓN DE REGRESIÓN DEL ÁREA DE ADHESIÓN (BA) Y LA UTS. ....	35
GRÁFICO 2. RELACIÓN DE REGRESIÓN DE $UTS_{RES}$ Y $P_{MOD}$ .....	40
GRÁFICO 3. HISTOGRAMA DE $P_{MOD}$ POR # DE CAUSAS DE INVALIDEZ.....	43

## Índice de Tablas

TABLA 1. GRUPOS DE MUESTRAS.....	32
TABLA 2. CONTEO Y CLASIFICACIÓN DE VALIDACIÓN DE CASOS .....	32
TABLA 3. DESCRIPCIÓN ESTADÍSTICA DE BA Y MPA POR MUESTRAS.....	33
TABLA 4. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE LA RELACIÓN ENTRE BA Y UTS.....	34
TABLA 5. PRUEBA ANOVA DE BA Y UTS.....	34
TABLA 6. COEFICIENTES Y CONSTANTES DE LA ECUACIÓN DE REGRESIÓN BA-UTS.....	34
TABLA 7. RESUMEN DEL MODELO: COEFICIENTES DE CORRELACIÓN DE $UTS_{RES}$ - $PMOD$ .....	36
TABLA 8. PRUEBA ANOVA DE $UTS_{RES}$ Y $PMOD$ .....	37
TABLA 9. COEFICIENTES Y CONSTANTES DE LAS ECUACIONES DE REGRESIÓN DE $UTS_{RES}$ Y $PMOD$ .....	38
TABLA 10. DESCRIPCIÓN ESTADÍSTICA DEL FACTOR C POR GRUPOS .....	41
TABLA 11. RESUMEN DEL MODELO: COEFICIENTES DE CORRELACIÓN DE $UTS_{RES}$ Y FACTOR C .....	41
TABLA 12. PRUEBA ANOVA DE $UTS_{RES}$ Y FACTOR C.....	41
TABLA 13. COEFICIENTES Y CONSTANTES DE LAS ECUACIONES DE REGRESIÓN DE $UTS_{RES}$ Y FACTOR C.....	42

# Introducción

---

## Resina compuesta

Los tratamientos dentales comunes necesarios tras la pérdida dentaria que generalmente resultan de caries o traumatismos incluyen restauraciones con amalgama, resina compuesta, porcelana y metales preciosos, tratamiento de endodoncia, extracción, prótesis y, finalmente con implantes (1, 2, 3).

Entre los diversos materiales dentales utilizados en odontología en la actualidad, la resina compuesta ha ganado una gran aceptación y se ha aplicado ampliamente en diversos usos, principalmente debido a sus propiedades físicas mejoradas y su apariencia estética (4, 5). Las resinas compuestas permiten a los profesionales completar tratamientos directos como restauraciones, sellado de fosas y fisuras, tratamientos indirectos como incrustaciones o coronas protésicas, y también se utilizan como cementos utilizados en prótesis y ortodoncia (5). Sin embargo, una de las mayores desventajas de las resinas compuestas es su contracción de polimerización, que resulta en un estrés físico desfavorable que aún requiere de mayores estudios para obtener un mejor conocimiento de este material y su correcta aplicación en odontología (6, 7).

## Composición de las resinas compuestas

Sus componentes principales son (8, 9):

<b>Matriz de polímero de resina orgánica (Monómero)</b>	
	Dimetacrilato de glicidilo de bisfenol-A (Bis-GMA) Dimetacrilato de uretano (UDMA) Dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) Bisfenol-A-dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA)
	El componente principal que se encuentra en la resina compuesta es el metacrilato de bisfenol-A-glicidilo (bis-GMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA). Mientras tanto, se utilizan otros tipos de resina para modificar su viscosidad y manejo, como el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) y el dimetacrilato de diéter de bisfenol-A-polietilenglicol.
<b>Partículas de relleno inorgánico</b>	
	Óxido de silicio (SiO <sub>2</sub> ) Óxido de aluminio (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) Dióxido de titanio (TiO <sub>2</sub> )

	<p>Óxido de zinc (ZnO)          Circonio (ZrO<sub>2</sub>)          Vidrio de bario          Vidrio de estroncio</p>
	<p>Las partículas de relleno comunes son los vidrios de dióxido de silicio, óxido de aluminio, bario, óxido de circonio, borosilicato y silicato de aluminio y bario. Aunque cuanto mayor sea la cantidad de partículas de relleno añadidas mejores serán las propiedades físicas y mecánicas del material, mientras se exceda la proporción la resina puede perder su operatividad clínica.</p>
<b>Agente de acoplamiento</b>	
	<p>3-Metacrilox propil-trimetoxi-silano</p>
	<p>El silano es el agente de acoplamiento más utilizado. Los agentes de acoplamiento reaccionan para formar enlaces covalentes que conectan las partículas de relleno a la matriz de resina.</p>
<b>Iniciador/Acelerador</b>	
	<p>Canforquinona (Fotoiniciador)          Fenil-1,2-propanodiona          Lucirin TPO (Óxido de monoacilfosfina)          Irgacure 819 (Óxido de bisacilfosfina)          Hexafluoroantimonato de 4-octiloxidifenilodonio (OPPI)</p>
	<p>La mayoría de las resinas compuestas de se aplican seguidos de un fotocurado para procesar la polimerización que se inicia al exponerlos a una luz azul con una longitud de onda de aproximadamente 470 nm. Durante la polimerización, la luz es absorbida por un fotoactivador, comúnmente canforoquinona, generalmente complementario a una amina aromática para iniciar la polimerización.</p> <p>Mientras tanto, algunas resinas compuestas son de polimerización dual, lo que significa que la polimerización también se inicia mediante la exposición a la luz azul, pero luego la reacción continúa mediante la reacción química entre una amina orgánica y un peróxido.</p> <p>Cualquiera que sea el sistema de iniciación, la reacción produce radicales libres, que reaccionan con los dobles enlaces de carbono de la resina, dando como resultado la polimerización y el fraguado de la resina compuesta.</p>
<b>Pigmento</b>	
	<p>Los pigmentos confieren al composite de diferentes colores, translucideces y fluorescencias, permitiendo la selección del material adecuado para igualar la estética de los dientes naturales (10).</p>

### ***Clasificación de resina compuesta***

Se comparan cinco resinas compuestas comunes según el tamaño y la distribución del relleno (11):

Tipo	Rango de tamaños de partículas (µm)	Relleno (% por volumen)
Híbrido	0,04–3,0	60–70
Micro-relleno	0,04–0,2	32–50
Condensable (Empacable)	0,04, 0,2–20	59–80
Fluido	0,04, 0,2–3,0	42–62
Nanohíbrido (Nanocompuesto)	0,002–0,075	68–78,5

■ **Compuesto de resina híbridos**

El uso de resinas compuestas híbridas es corriente en odontología; fueron desarrollados como materiales universales con buena estética para ser usados en dientes anteriores, pero también con fuerza adecuada y resistencia al desgaste para ser usados en dientes posteriores. Se utiliza el término híbrido porque están formados por grupos poliméricos reforzados por cargas inorgánicas, ocupando el 60% o más de la cantidad total, compuestos por variantes de vidrios en diferentes tamaños que van desde 0,6 a 1 µm. Las características del composite de resina híbrida son: (i) disponible en una amplia gama de colores, (ii) capaz de imitar la estructura dental, (iii) baja contracción de curado, (iv) baja absorción de agua, (v) propiedades de pulido y texturizado, (vi) abrasión y desgaste similar a la estructura dental, (vii) coeficiente de expansión térmica similar al diente, (viii) fórmulas universales para todos los sectores restauradores, y (ix) diversidad de opacidad (4, 7, 9, 12, 13).

■ **Compuesto de resina fluida**

El compuesto de resina fluida se refiere a resinas compuestas de baja viscosidad que son más fluidas que las convencionales. Para reducir la viscosidad, el porcentaje de relleno inorgánico es menor y se eliminaron las sustancias añadidas en el compuesto de resina convencional para mejorar las propiedades de manejo. Las principales ventajas de las resinas compuestas fluidas son: (i) buena humectabilidad en la superficie del diente, facilitan la penetración en las irregularidades, (ii) capacidad para construir capas de espesor mínimo y mejorar la situación de atrapamiento de aire, (iii) gran flexibilidad en las áreas de concentración de tensión, (iv) mejor radio-opacidad y (v) disponible en amplios tonos de color. Aunque los compuestos de resina fluida muestran inconvenientes en la contracción de curado y propiedades mecánicas débiles (9, 14, 15, 16).

■ **Compuesto de resina condensable**

Los compuestos de resina condensable tienen más rellenos inorgánicos en comparación con los compuestos de resina convencionales. Las ventajas de las resinas compuestas condensables son: (i) condensabilidad para lograr puntos de contacto y reproducir la anatomía oclusal, y (ii) mejores propiedades físicas y mecánicas similares a la amalgama. Principal desventaja de los compuestos de resina condensable: (i) mala adaptación entre capas durante la operación, (ii) difícil manipulación del material y (iii) menos estética en apariencia (17, 18).

### ***Evolución de las resinas compuestas según sus rellenos inorgánicos***

Las propiedades de las resinas compuestas se asocian a las cargas inorgánicas modificando su contenido, tamaño y composición química. El desarrollo del compuesto de resina actual siguió a la modificación de su composición de rellenos inorgánicos que se muestra en la Fig.1 (19).

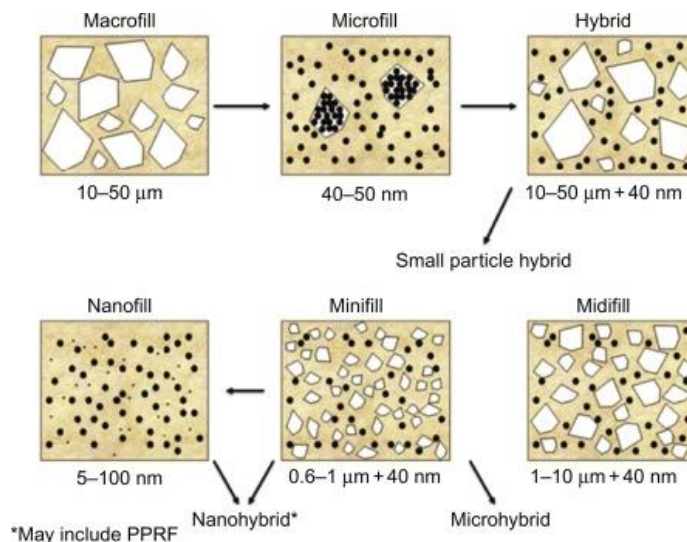


Fig. 1 Desarrollo del compuesto de resina.

En un principio, los composites de resina se introdujeron con rellenos de 10-50 µm denominados macrofill que tenían buenas propiedades mecánicas, pero eran difíciles de pulir, lo que resultaba en superficies rugosas y apariencia no estética. Para evitar las desventajas del macrorelleno se desarrollaron resina compuesta de microrelleno utilizando relleno de sílice con un tamaño de alrededor de 40-50 nm. Para mantener la apariencia estética del microrrelleno y las propiedades mecánicas del compuesto de resina híbrida, se desarrollaron compuestos de resina de relleno medio combinando rellenos con un tamaño de 1 µm y de 40 nm. Este material híbrido se

convirtió más tarde en compuestos de resina microhíbridos y nanohíbridos. La resina compuesta de nanorelleno combina las propiedades mecánicas del compuesto de resina híbrida y la superficie de acabado estético del microrelleno.

### **Cementos de resina**

Son cementos de fijación de resina derivados de compuestos de resina utilizados en restauración que comparten una composición similar, pero presentan una viscosidad más baja. De acuerdo con la composición mencionada anteriormente, los cementos de resina tienen una matriz de monómeros de metacrilato ligeramente rellena por cargas inorgánicas dispersas. El revestimiento de silano superficial de los rellenos permite la unión al monómero durante la polimerización. Por lo tanto, los cementos de resina tienen alta resistencia, permiten un bajo espesor de película, tienen baja solubilidad en agua en el entorno oral y pueden adherirse a superficies preparadas como esmalte grabado, cerámica, resina o superficie metálica. Los cementos de resina también están disponibles en varios tonos para igualar el color (20).

### **Tres tipos principales de cemento de resina**

La norma ISO 4049:2000 (E) establece que, según los 3 modos de activación, la polimerización de los cementos de resina se puede clasificar en autopolimerizable, fotopolimerizable o polimerizable dual (21). Los cementos de resina de curado dual o autocurado se usan comúnmente cuando los tratamientos involucran materiales opacos o de alto espesor, y el acceso a la luz de curado es limitado, para asegurar altos grados de conversión después de la polimerización (22).

Los cementos de resina de polimerización dual son los más utilizados para adherir. En ellos, la luz azul inicia la polimerización desde el margen y el mecanismo de autocurado continúa en el tiempo. Por otro lado, los cementos de resina fotopolimerizables están indicados donde la luz podrá llegar adecuadamente al material, por ejemplo, con carillas de cerámica, cementado directo de cerámica o brackets translúcidos de ortodoncia. Debido a la atenuación de la luz, es posible que se requiera una exposición prolongada a la luz y se debe manejar con cuidado para minimizar el posible sobrecalentamiento de la pulpa (23, 24).

Se requiere un sistema de unión para el cemento de fijación de composite de resina para lograr la adhesión a la estructura del diente, y están disponibles de uno a varios componentes y diversos pasos clínicos. Todos los tipos de sistemas de unión contienen monómeros hidrófilos en el agente de imprimación que se infiltran en el colágeno de la dentina para formar la unión micromecánica. Los cementos de resina de curado dual y autocurado generalmente constan de dos componentes, base y catalizador, que se mezclan para activar la reacción química (25, 26).

En la práctica, los cementos de resina fotopolimerizables permiten más tiempo de trabajo y facilidad para eliminar el material sobrante en el margen antes de que se complete la polimerización. En comparación con los fotopolimerizables, los autopolimerizables deben tener una tasa de conversión de polimerización adecuada para garantizar la cementación de materiales opacos, aunque los estudios demostraron que los cementos de resina autopolimerizables no pueden completar la polimerización adecuadamente para obtener un fraguado óptimo (27). Para superar los defectos de los cementos de resina fotopolimerizables y autopolimerizables, se introdujeron los cementos de resina de polimerización dual, que heredaron las ventajas de los cementos de resina fotopolimerizables y autopolimerizables, pues tienen un tiempo de trabajo adecuado y permiten un alto grado de conversión en la polimerización con materiales opacos. Un estudio demostró que la tasa de conversión es generalmente mayor en cementos de resina de curado dual que en cementos de resina de curado por luz bajo ciertas condiciones experimentales (26, 28). Además, la disminución de la viscosidad permitiría una mayor difusión de los radicales libres en el proceso de polimerización para lograr un mayor potencial de conversión (29). Asimismo, dado que las resinas compuestas de curado dual constan de dos componentes, base y catalizador, el proceso de mezcla posiblemente puede reducir la capacidad de cementación debido a la trampa de aire o la mezcla desigual del material. Para aclarar la relación exacta entre la tasa de conversión y las propiedades físicas de la resina compuesta, se requiere más estudio.

### **Polimerización de resina compuestos**

La polimerización de la resina compuesta consta de tres fases: pre-gel (inicio de la polimerización), fase de polimerización y fase post-gel (30).

En la fase previa al gel, el compuesto de resina sigue siendo viscoelástico y susceptible de deformarse. En esta fase tienen un módulo elástico bajo, lo que permite la deformación permanente provocada por el deslizamiento de las cadenas poliméricas en formación.

En la fase de polimerización se forman macromoléculas y luego su movimiento se limita entre matrices orgánicas. Así, en esta fase las resinas compuestas ya no son propensas a deformarse (31).

En la fase post-gel, las resinas compuestas se encuentran en un estado bastante rígido, mientras que todavía se produce la contracción y la velocidad de formación de dobles enlaces se vuelve significativamente baja. Luego se observó un fenómeno en la fase post-gel cuando el material se vuelve rígido y no puede deformarse para compensar la contracción o contracción, se desarrolló una tensión interna (32).

La tensión de contracción es uno de los principales factores que se cree que causan el fracaso de la adhesión y las complicaciones clínicas. La magnitud del estrés generado por la polimerización se puede asociar con factores relacionados con la condición del curado y la formulación de resinas compuestas. Además, la fotoactivación podría afectar la viscosidad de la resina compuesta (ver arriba)(33).

### **Expansión higroscópica**

Adicionalmente a las tres fases de polimerización, la expansión retardada por expansión higroscópica ocurre en las siguientes 24 horas y se prolonga hasta aproximadamente 6 meses después de terminada la polimerización. Dicha expansión causada por la absorción de agua puede generar una fuerza de compresión generada contra la pared de la cavidad en una restauración de resina compuesta en el entorno de la cavidad bucal (34). Aunque se ha mencionado el beneficio teórico de la expansión higroscópica para compensar posiblemente el estrés causado por la contracción de polimerización, los estudios establecieron que la expansión higroscópica no puede compensar correctamente la contracción de polimerización en las medidas de adaptación marginal. Los estudios demostraron que la expansión higroscópica de los materiales de cementación puede afectar la integridad y dar como resultado un aumento del espesor de la brecha del cemento que no favorece la retención (35, 36).

Además, la evidencia reciente también menciona que las resinas compuestas hidrófila pueden dar como resultado una mayor expansión higroscópica que la contracción, lo que provoca una tensión de expansión retardada. En este caso, la expansión higroscópica no deseada induce inversamente microfisuras en la restauración dental (37).

Hay factores involucrados en la expansión higroscópica: la estructura del monómero y las propiedades químicas, el grado de reticulación, la porosidad de la matriz polimérica, la hidrofilia de los polímeros, la fuerza de unión, la interfase resina/relleno (38, 39).

### **Factores que intervienen en la polimerización**

- Activación del modo de polimerización.
- Formulación de resinas compuestas
- Grado de conversión (DC)
- Factor de configuración (Factor C)

### ***Modo de activación o curado de la polimerización***

Como se menciona en la norma ISO 4049:2000 (E), hay tres modos de activación de la polimerización de resina compuesta: autopolimerizable, fotopolimerizable y de polimerización dual. Los estudios sobre el desarrollo de la tensión de contracción de polimerización de resina compuesta mostraron que el modo fotopolimerizable genera una tensión de contracción más alta y más rápida que el modo autopolimerizable debido a su rápida polimerización, alcanzando el punto de gel rápidamente y, por lo tanto, el material no tiene tiempo para adaptarse al cambio químico (40).

### ***Formulación de resinas compuestas***

Las resinas compuestas de polimerización dual poseen ventajas con respecto tanto a la polimerización por luz como a la autopolimerización, tienen un ritmo de polimerización moderado dependiendo de su formulación para tener un mejor control de la velocidad de polimerización lo que facilita el proceso de polimerización correcto y reduce el estrés de contracción (41).

Los rellenos inorgánicos contenidos en las resinas compuestas contribuyen en gran medida a reducir la contracción volumétrica y aumentar el módulo elástico del material después de la polimerización. Existe una relación inversamente proporcional entre los rellenos inorgánicos y algunas de las propiedades físicas del material. Cuando una resina compuesta contiene un alto porcentaje de rellenos inorgánicos, la contracción volumétrica se reduce debido a la menor cantidad de matriz de resina que contribuye a la contracción. Sin embargo, estas resinas compuestas tendrán una alta viscosidad con un alto porcentaje de rellenos inorgánicos que interfieren con la cinética molecular durante la polimerización y dan como resultado una mayor tensión interna (12, 42).

### ***Grado de conversión (DC)***

La irradiancia inicial alta tradicional da como resultado una DC alta, una mayor tensión de contracción y la consiguiente formación de espacios marginales (43). Los autores sugirieron que existe una correlación positiva entre la dureza Knoop y la DC de la matriz de resina (44). El TEGDMA se usa comúnmente como monómero diluido combinado con Bis-GMA y UDMA para mejorar la conversión de dobles enlaces y obtener mejores rendimientos del material. El DC de la matriz de resina compuesta juega un papel importante en asegurar que el material alcanza las propiedades mecánicas finales adecuadas. La proporción de monómeros afecta el rendimiento de las resinas compuestas, por lo que la proporción óptima de monómeros depende de la DC, la tasa de polimerización y las propiedades mecánicas para construir una matriz fuerte (45).

Los estudios también midieron la tensión de contracción de tres compuestos de resina fluida y correlacionaron la tensión con el módulo elástico y el grado de conversión (46). Se encontró que los valores de tensión están correlacionados con el módulo elástico, pero no con el grado de conversión. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad de resina compuesta, menor será la deformación que se produzca en las mismas condiciones. Sin embargo, una reducción en el módulo elástico podría resultar en una baja dureza desfavorable y una baja resistencia al desgaste (47).

### ***Factor de configuración***

El factor de configuración de la cavidad (o Factor C) es la relación entre las superficies adheridas y no adheridas de la restauración. En un entorno clínico, el factor de configuración proporciona un valor predictivo al comportamiento de la restauración en respuesta a su capacidad de flujo para aliviar el estrés (48).

$$\text{Factor de configuración} = \frac{\text{Superficie adherida}}{\text{Superficie no adherida (libre)}}$$

Un estudio mostró que la tensión de contracción aumentaba con el factor de configuración. Al comparar las restauraciones de clase I, II y V, los valores del factor de configuración encontrados en la clase I ( $4,03 \pm 0,33$ ) son mayores que en la clase II ( $1,85 \pm 0,59$ ) y en la clase V ( $1,10 \pm 0,09$ ). En una restauración de clase V, el Factor C puede ser 1. En una cavidad de acceso, el Factor C puede ser de 6 a 10. En un sistema de conductos radiculares obturado con un material de resina adherida, puede exceder 100 (49).

Un estudio evaluó cómo la microfiltración se relaciona con el Factor C y el volumen. Sus resultados mostraron que el estrés generado por la contracción de una restauración de gran dimensión se relaciona con su volumen en lugar de con el Factor C (50). Aunque el Factor C todavía puede influir en la aparición de contracción y la tensión tiende a ser mayor en las cavidades con un Factor C más alto (51). El alivio de la tensión se puede lograr mediante la reducción del Factor C, el uso de resinas compuestas de curado químico, revestimientos de bajo módulo, la adaptación del diseño de la cavidad e incluso aliviarse mediante la absorción de agua (52).

### **Estrés de contracción de polimerización**

El estrés es el principal factor que desafía una restauración estable o una cementación. La tensión se encuentra internamente dentro de la propia resina compuesta, en las interfases y sobre los materiales circundantes.

El origen de las tensiones en las restauraciones de resina compuesta adhesiva se atribuye a la restricción de la contracción durante la polimerización y también depende de la configuración de la restauración (53). La magnitud de dichas tensiones depende de la composición de resina compuesta, su capacidad para fluir antes de la cristalización y su rigidez, que están fuertemente relacionados con el Factor C, y las características de curado del composite (54).

# Objetivos

---

## Objetivo general

Evaluar si la contracción de polimerización de los materiales de cementación puede generar deformaciones centrípetas en su seno que afecten su capacidad adhesiva, dependiendo de su espesor o de su distancia al centro de la masa cementada.

## Objetivo específico

Comprobar si existe una relación estadísticamente significativa entre la capacidad de unión del material de cementación y,

- (1) su distancia al centro de la muestra.
- (2) el espesor del material de cementación.

## Variables de estudio

Variables independientes

- PMod (Porcentaje del módulo): Distancia de cada barra al centro de toda la muestra, transformada en porcentaje. La barra exterior se define como 100% y la barra en el centro se define como 0%.
- Área de adhesión (BA): Medida en  $\text{mm}^2$ .
- Espesor de la capa de cementación: Medido en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ).

Variables dependientes

- Resistencia tensional (UTS) transformada ( $UTS_{res}$ ), medida en MPa. Suponiendo que todas las barras con diferentes BA tenían un rendimiento idéntico en todos los demás aspectos excepto en BA, y deberían estar a lo largo de la línea de regresión UTS/BA. Se asume que las eventuales separaciones verticales de esta línea ( $UTS_{res}$ ), que representa la hipótesis nula, (los residuos del cálculo de regresión, en MPa) son causadas por los factores.

## Hipótesis

---

### **Hipótesis I**

Existe una relación inversa estadísticamente significativa entre la resistencia tensional transformada ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y la distancia transversal al centro de la muestra.

### **Hipótesis II**

Existe una relación estadísticamente significativa entre la resistencia tensional transformada ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y el espesor de la muestra.

## Material y método

---

Paso 1. Cementación y fijación de muestras

Paso 2. Seccionamiento

Paso 3. Mapeo, evaluación de módulos y cálculo de PMod

Paso 4. Medición del espesor de la capa de cementación y cálculos del Factor C

Paso 5. Prueba de resistencia a la tensión de tracción

Paso 6. Preparación y análisis de datos

### Paso 1. Cementación y fijación de muestras

#### 1-1. Preparación de cilindros de PMMA (Polimetilmetacrilato)

Se seccionaron barras comerciales de PMMA  $\varnothing$  15 mm (Módulo E = 3,3 GPa, DIN 53457, CEPLASA, España, ref: BMPLR215X) en 15 pares (Fig. 2). Cada pareja consta de dos cilindros (superior, 5 mm e inferior, 7 mm),  $\varnothing$  15 mm.



Fig. 2 Preparación del par de cilindros de PMMA.

Izquierda: cilindro  $\varnothing$ 15 mm de altura 5 mm; derecha: cilindro  $\varnothing$ 15 mm de altura 7 mm.

#### 1-2. Abrasión superficial

Ambas superficies redondas de  $\varnothing$  15 mm se lijaron primero con papel de lija de grano 600 y luego se arenaron con material de grano  $\leq 50 \mu\text{m}$  (arenador Basic Quattro IS, Renfret, Alemania) a 1 bar, la superficie se separó 1 cm de la punta de arenado durante 30 segundos aproximadamente.

#### 1-3. Pares de cilindros de cemento

Siguiendo las instrucciones del fabricante,

#### 1-3-1. Grabar, enjuagar y secar

Para limpiar la superficie de unión, se aplicó agente de grabado (Scotchbond Universal Etchant, 3M™ ESPE. LOTE: 7208864) a las superficies durante 15 segundos, luego se enjuagó con agua y se secó con aire.

#### 1-3-2. Unión con agente de adhesión

Se extendió uniformemente el adhesivo (adhesivo Scotchbond Universal, 3M™ ESPE. LOTE: 7172893) y se frotó durante 20 segundos.

#### 1-3-3. Cementación

Se aplicó uniformemente cemento de fraguado dual (3M™ RelyX™ Universal Resin Cement. LOTE: 7173537) a las superficies, luego se emparejaron las partes superior e inferior. A continuación, los cilindros emparejados se rodearon con una banda de matriz de acero inoxidable retenida por un portamatriz de acero inoxidable que evitaba el deslizamiento y servía como barrera contra el oxígeno. Los pares de cilindros preparados se colocaron en un dispositivo de presión de cementación controlada que aplica presión a través de un destornillador de torque ajustable micrométrico (BAHCO 6973N-6978N, SNA Europe. Fig. 3). Este dispositivo se puede configurar para producir una fuerza de cementación constante.



Fig. 3 Cementación de cilindros.

El par de cilindros se fijó con una banda matriz de acero inoxidable retenida por un portamatrices y se colocó en un dispositivo de presión de cementación controlada (color en cobre) con un destornillador dinamométrico ajustable (a la derecha, color en gris).

De acuerdo con la fuerza aplicada, las muestras se dividieron en tres grupos como se indica en la Tabla 1:

Tabla 1. Grupos de muestras		
Grupos	Número de muestras	Condición
10 N	5 pares	10 N aplicados a presión
50 N	5 pares	50 N aplicados a presión
80 N	5 pares	80 N aplicado a presión

Después de aplicar presión, se eliminó el cemento residual del margen del portamatrices con bolitas de algodón. La muestra se dejó por 6 minutos para permitir la polimerización química según lo recomendado por las instrucciones del agente de cementación. Posteriormente, se retiró la muestra del dispositivo de presión y se aplicó una lámpara de polimerización (Proclinic Expert, LED II BLANCA, Ref.37021, Hong Kong.) durante 60 segundos directamente sobre la superficie del cilindro de 5 mm (Fig. 4). Las muestras fotopolimerizadas se dejaron y continuaron el proceso de curado durante 2 horas en una caja oscura antes del siguiente paso.



Fig. 4 Configuración de fotopolimerización.

La punta de luz estaba en contacto con la superficie del cilindro de 5 mm de altura.

1-4. Fijación

Una vez finalizado el proceso de cementación, se pegó la muestra (Loctite Super Glue 3 PowerFlex GEL, Heinkel Ibérica SA, Barcelona, España) por la superficie del cilindro de 7 mm de altura a un cubo de plástico para facilitar las rotaciones de 90° durante el corte (Fig. 5).



Fig. 5 Fijación de los cilindros.

Un par de cilindros cementados a un cubo de plástico (El dado de la foto).

## Paso 2. Seccionamiento

La muestra fijada se transfirió a una máquina seccionadora de banda (EXAKT 300 CP, Nordestedt, Alemania) con una banda de 0,4 mm de espesor en rotación continua (Fig. 6). El corte se realizó en las direcciones X e Y con un ángulo de 90° girando el cubo plástico.



Fig. 6 Montaje de la muestra a máquina seccionadora de bandas.

En ambas direcciones X e Y, se realizaron nueve secciones. El primer corte comenzó a 1,7 mm del borde y continuó desplazando 1,4 mm en cada corte siguiente para obtener grosores de cada barra de aproximadamente 1 mm. La profundidad de cada sección se controló para alcanzar los 11 mm a lo largo del par de cilindros

cementados, que tiene una altura de 12 mm para obtener una base restante de 1 mm unida al cubo para mantener unidas todas las partes seccionadas.

Después del corte en dirección X, se inyectó silicona fluida en el espacio cortado (Besdent Addition Light Quick, LOTE: 276111, CHL Medical Solutions SRL, Milán, Italia) para amortiguar la vibración posterior en el corte en dirección Y e incrustar la muestra para estabilizar el parte exterior (Fig. 7).



Fig. 7 El corte en dirección X.

Después de realizar el corte en dirección X, el cilindro se llenó e incrustó con silicona fluida.

Cuando se fijó la silicona, la muestra se giró 90° y se volvió a colocar en la máquina de corte. Se repitió el proceso de seccionamiento y se produjeron nueve cortes con 1,7 mm desde el borde del primer corte y se continuó desplazando 1,4 mm en cada siguiente corte para obtener aproximadamente 1 mm de espesor de cada barra.

Después de la sección en dirección Y, el espacio recién cortado se inyectó silicona fluida para incrustar la muestra y estabilizarla (Fig. 8).



Fig. 8 El corte en dirección Y.

Después del corte en dirección Y, se inyectó silicona fluida para llenar el espacio y se incrustó la muestra. Con una regla a un lado para que sirviera de escala de proporciones

Para separar las barras seccionadas individualmente después de la sección en dirección X e Y, se realizó un corte final a 1,5 mm de la interfase de muestra de cubo de plástico. Finalmente, se obtuvo la muestra embebida en un bloque de silicona (Fig. 7) de todas las barras seccionadas con una dimensión de sección transversal en torno a 1 mm x 1 mm. Después de fotografiar la imagen de la sección transversal, se extrajo la barra del bloque de silicona y pudimos observar la interfase cementada en el medio (Fig. 9).

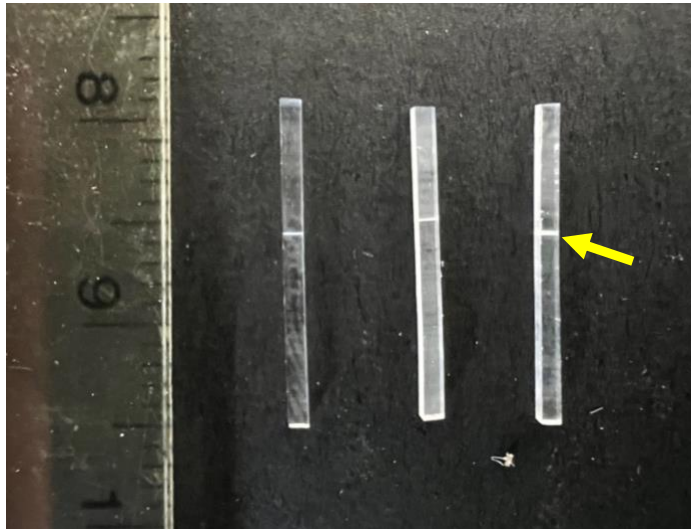


Fig. 9 Las dimensiones de las barras seccionadas.

Son de alrededor de 1 mm x 1 mm de sección transversal con una interfase cementada en el medio (flecha amarilla).

### **Paso 3. Mapeo, evaluación de módulos y cálculo de PMod**

La muestra seccionada incrustada en silicona se transfirió para fotografía y se obtuvieron las imágenes ortogonales de la sección transversal (Canon EOS 500D, Canon, Japón. Objetivo 18-55 mm) con una regla a un lado para que sirviera de escala (Fig. 8) para calcular las dimensiones exactas de la sección transversal de cada barra y sus posiciones relativas. En la foto, a cada barra se le dio un código para la gestión de datos según el sistema de codificación (Fig. 10). A cada columna se le asignó una letra alfabética comenzando desde la izquierda con la letra A, y a cada fila se le asignó un número arábigo comenzando desde arriba con el número 1.

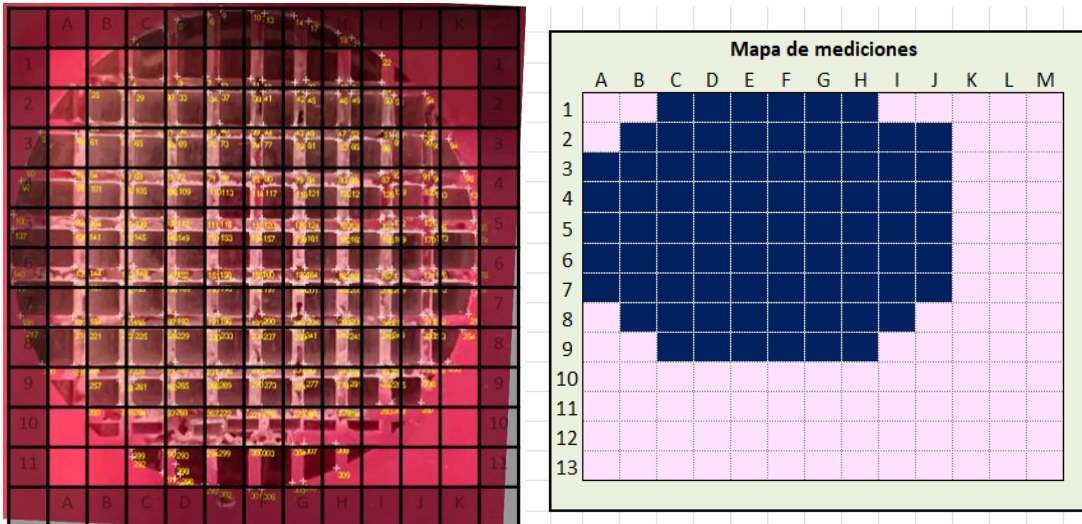


Fig. 10 Sistema de codificación

Cada barra individual obtenida del corte: Las letras alfabéticas se dan horizontalmente a cada columna, mientras que los números arábigos se dan verticalmente a cada fila.

Para medir la dimensión de la sección transversal de cada barra, la imagen con la escala se importó a una herramienta de análisis de imágenes, ImageJ (55), para definir las coordenadas de posición (Fig. 10, como números indicados en amarillo) para el cálculo posterior en Excel.

Las coordenadas de posición fueron transferidas a Excel para definir:

- Escala proporcional
- Forma de la sección transversal de la barra.
- Área de adhesión (BA) en  $\text{mm}^2$
- La posición del centro de masa

La distancia del centro de cada barra individual al centro de la masa fue definida como PMod en %.

(a) Escala proporcional

Se tomó una fotografía de manera que se capturó una longitud de 20-30 mm de la regla. Los dos extremos de esta longitud se marcaron en ImageJ para obtener sus coordenadas. Las coordenadas de esta longitud se calcularon a la inversa para obtener la distancia real con respecto a por unidad en el sistema de coordenadas (Fig. 11).

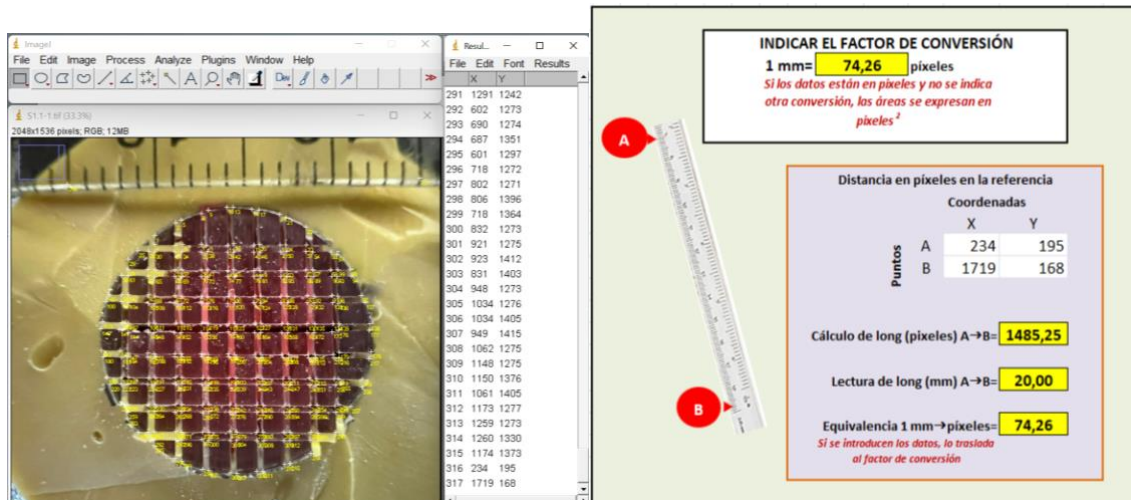


Fig. 11 Calibración con escala proporcional.

Izquierda: Las coordenadas de cada punto se obtuvieron en ImageJ; derecha: Excel calculó las coordenadas importadas y transfirió píxeles a mm para obtener la dimensión real.

(b) Forma de la sección transversal de la barra.

Al definir la forma de la sección transversal de cada barra, en el archivo de Excel insertamos tres coordenadas para cada triángulo, cuatro coordenadas para cada rectángulo y cinco coordenadas para cada pentágono, (fórmula del área de Gauss). Con las coordenadas de todos los puntos definidos indicados y se definió la forma de cada barra, ya que a continuación nos permitió usar Excel para calcular el área de la sección transversal de cada barra.

(c) Cálculo del área de adhesión (BA)

Usando Excel, el área de adhesión (BA) se obtuvo calculando las coordenadas usando la fórmula del área de Gauss.

(d) Definición del centro de la masa

Para determinar el centro de la sección transversal del cilindro se utilizó Excel para calcular las coordenadas obtenidas de ImageJ. Luego se determinó el centro de la masa calculando las coordenadas de todas las barras incluidas en esta muestra.

(e) Obtener PMod para relacionar la posición de cada barra individual con el centro de la masa del cementado

La distancia desde el centro de cada barra individual al centro de la masa se definió como el módulo de la barra (Mod). A continuación, transformamos Mod en el porcentaje de módulo (PMod) como la primera variable independiente de este estudio. PMod se define relacionando la distancia del centro de cada barra individual con el centro de la masa, mientras que PMod es:

- 0%: Implica que el centro de la barra coincide con el centro de la masa.
- 100%: Implica que la distancia del centro de la barra es la más alejada del centro de masa.

En cada barra individual, su PMod se clasificó en diez categorías iguales de 0% a 10% a 90% a 100%. Debido a que todas las barras varían en sus dimensiones transversales, PMod nos permitió reducir la variación entre barras.

#### **Paso 4. Medición del espesor de la capa de cementación y cálculos del Factor C**

##### 4-1. Selección aleatoria de barras para la medición (Fig. 12)

Para medir el espesor de la capa de cementación, seleccionamos aleatoriamente cuatro barras de cada cilindro de muestra (en total, 60 barras obtenido desde 15 cilindros de muestra). Mediante el uso de Excel, cada barra se seleccionó aleatoriamente de cada zona de acuerdo con el PMod que se dividió en cuatro zonas.

Zona 1:  $PMod < 30\%$

Zona 2:  $30\% \leq PMod \leq 60\%$

Zona 3:  $60\% < PMod \leq 80\%$

Zona 4:  $80\% > PMod$

<b>Seleccionar barras para medición de grosor de interfase</b>				
<b>Total barras:</b>	<b>79</b>	<b>Orden</b>	<b>Barra</b>	<b>PMod</b>
<30%	7	7	G5	26,16
>=30 y <=60%	19	13	F3	41,76
>60 y <=80%	22	29	E2	62,82
>80%	31	75	A4	97,65

Fig. 12 Selección aleatoria de barras.

Por Excel según las categorías de PMod para la medición del espesor de la capa de cementación de una muestra.

#### 4-2. Medición del espesor de la capa de cementación

La fotografía se tomó con una cámara de microscopio estereoscópico (Fig. 13, Microscopio estereoscópico de rutina Leica M80 con cámara de microscopio digital en color Leica DFC450, Cambridge, Reino Unido) con un aumento de:

$$MTOT\ VIS = MO \times ME \times z \times q \times r = 1,6 \times 10 \times 5 \times 1,6 \times 1,25 = 160X$$

(MO, Ampliación del objetivo; ME, Ampliación del ocular; z, Posición del cambiador de ampliación; q, Factor del tubo; r: Factor 1,25X.)



Fig. 13 Microscopio estereoscópico con cámara digital.

De izquierda a derecha: Objetivo, oculares y cambiador de aumentos.

En la imagen obtenida (Fig. 14), se proporcionó una escala proporcional para calibrar la dimensión, se calculó el espesor de cada barra en  $\mu\text{m}$ .

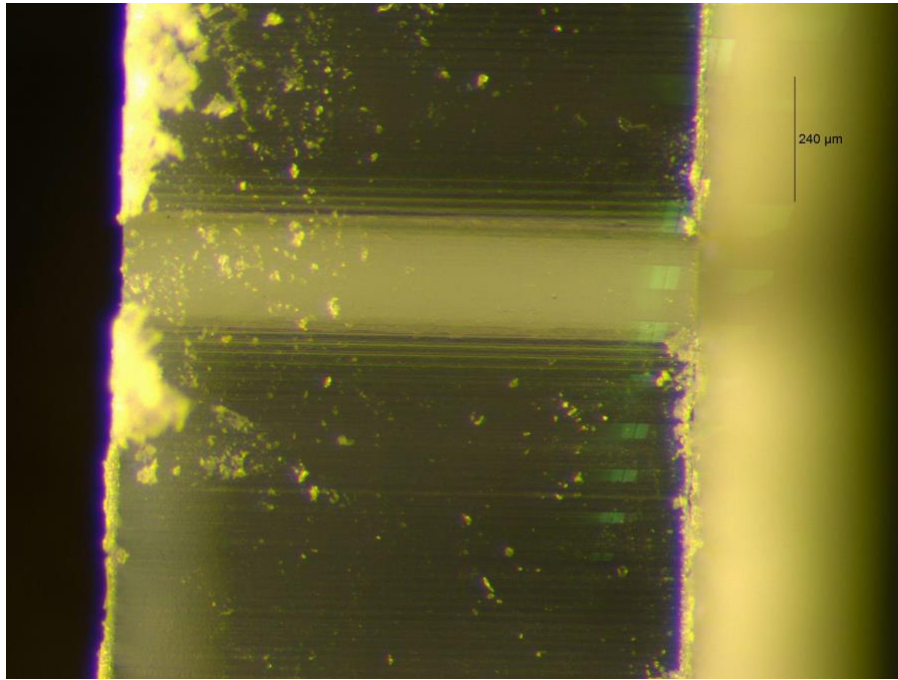


Fig. 14 Fotografía de la interfase.

La interfase de la capa de cementación de una barra seccionada bajo cámara de microscopio estereoscópico (Aumento: 160X).

#### 4-3. Cálculo del factor de configuración (Factor C)

El factor de configuración se calculó para cada muestra de cilindro con la siguiente ecuación:

$$C = 2\pi r^2 / 2\pi r t = r/t$$

El radio (r) del cilindro es 7.5 mm.

El espesor (t) de cada cilindro se obtiene según el método mencionado en el paso anterior.

Aquí, los factores de configuración obtenidos se consideraron como la segunda variable independiente y se analizaron mediante el test-T para evaluar las diferencias entre los grupos (10N, 50N, 80N).

### **Paso 5. Prueba de resistencia a la tracción**

#### 5-1. Fijación

Cada barra se pegó a un dispositivo de tracción personalizado (Fig. 15). Las barras se colocaron a lo largo de su eje permitiendo que el dispositivo transmitiera la fuerza perpendicularmente a la interfaz cementada, que se colocó entre el hueco mientras un extremo de la barra se pegaba a la parte superior inamovible (punto A) y el otro extremo de la barra se pegó a la parte inferior (punto B) donde el dispositivo aplicó fuerza a la barra durante la prueba. Al comprimir el palo (punto C), el dispositivo transfirió la fuerza de compresión a una fuerza de tracción en el punto B para alejar la parte inferior de la barra probada de la parte superior.

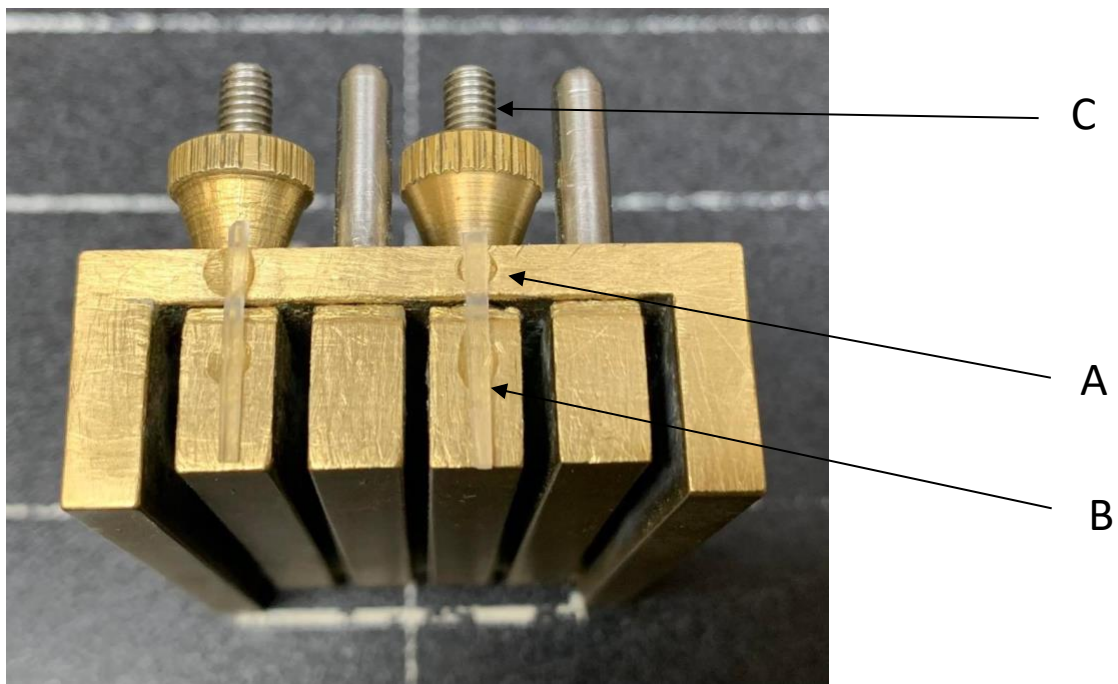


Fig. 15 Dispositivo de tracción y fijación de las barras ensayadas.

## 5-2. Protocolo de ensayo de tracción

Se utilizó una máquina de ensayo (Hounsfield HTI 500 N, Croydon, Reino Unido. Fig. 16) para realizar el ensayo de tracción de las barras fijadas en el dispositivo de tracción.



Fig. 16 Montaje del dispositivo de tracción.

Las barras de muestra fijadas en el dispositivo de tracción se colocaron en la plataforma de la máquina de prueba.

Configuración de la máquina de prueba:

Porcentaje de caída: 50

Precarga: 0 (N)

Retorno: Automático

Límite de fuerza: 400 (N)

Límite de desplazamiento: 100

Velocidad de prueba: 1 (mm/min)

Velocidad de retorno: 200 (mm/min)

Con esta configuración, la máquina de prueba entregó una fuerza en constante aumento hasta que se separó la interfase la barra (Fig. 17).

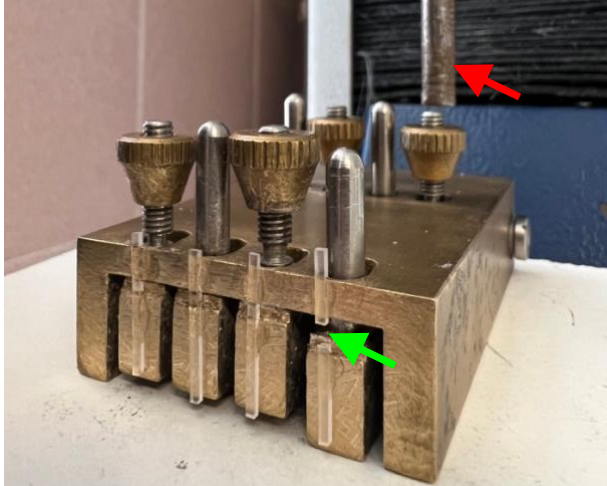


Fig. 17 El ensayo de prueba.

El ciclo de prueba se inició subiendo gradualmente la plataforma hasta que el punzón metálico (flecha roja) hizo contacto con el dispositivo de tracción. La prueba cesó cuando se rompió la barra testada (flecha verde).

### 5-3. Recopilación de datos

El software del programa Data HAWK Pro-Metrotec configura la máquina de prueba y registra los cambios durante la prueba en un gráfico lineal en el que consta el tiempo de prueba y la fuerza aplicada (Fig. 18). Al final de cada prueba, se examinaron las interfases rotas para determinar si las fracturas ocurrieron correctamente en la interfase cementada. Posteriormente los resultados fueron transferidos a Excel para su posterior cálculo y análisis de datos.

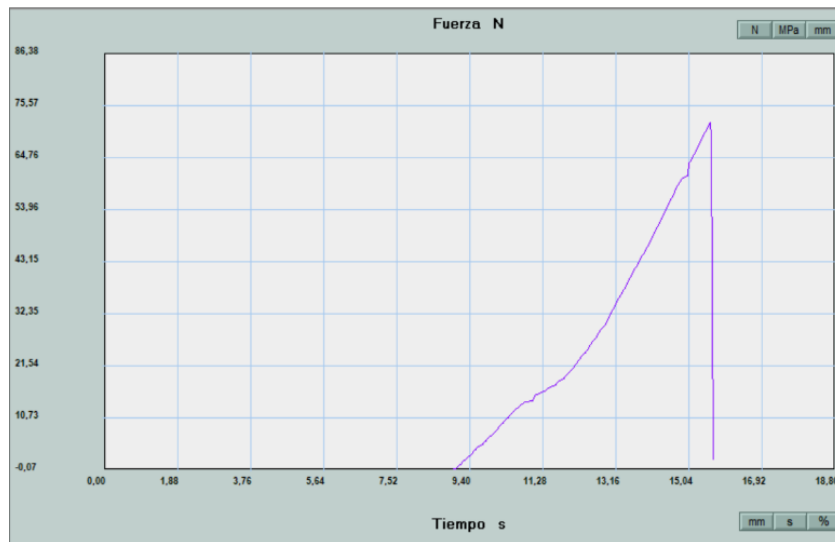


Fig. 18 Gráfico de la prueba.

Gráfico lineal generado a partir de la prueba Pro-Metrotec con tiempo(s) en el eje X y fuerza(N) en el eje Y.

5-4. Algoritmo para convertir los resultados de las pruebas en fuerza de tracción real

Como la fuerza de la máquina de prueba rígida se entregó a la barra de prueba a través del dispositivo de tracción, aplicamos el principio de la palanca para obtener la fuerza real ejercida sobre la barra de prueba como se explica a continuación (Fig. 19):

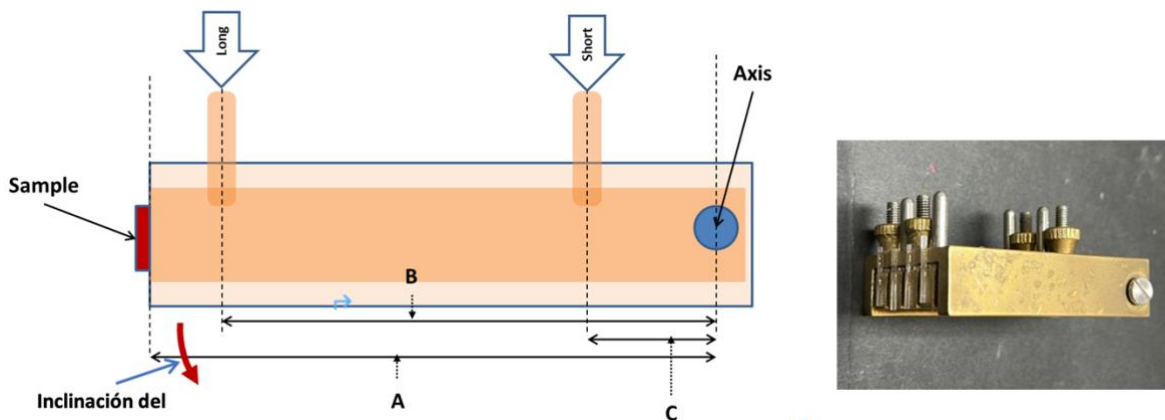


Fig. 19 El principio de la palanca y el dispositivo de tracción.

- En la parte superior, dos flechas (long, short) indican los dos puntos diferentes donde se pudo aplicar la fuerza al dispositivo.

- En la parte inferior, A indica la longitud del brazo de palanca desde el fulcro (AXIS, punto azul) hasta la barra testada (Sample, rectángulo rojo).
- B: Longitud del brazo de palanca largo.
- C: Longitud del brazo de palanca corto.

Del registro del Software Pro-Metrotec, se obtuvo la fuerza (F) aplicada en la punta del dispositivo de tracción. Por lo tanto, para obtener la fuerza de tracción real (R), según el principio de la palanca (Fig. 19):

$$\text{Por el brazo de palanca largo, } R = \frac{F \times B}{A} \text{ o}$$

$$\text{por el brazo de palanca corto, } R = \frac{F \times C}{A}$$

## **Paso 6. Preparación y análisis de datos**

### 6-1. Resistencia tensional (UTS) y área de adhesión (BA)

Se recomienda la tensión máxima de tracción (UTS) para medir la capacidad de retención del cemento de fijación (56, 57, 58). UTS, en MPa, es igual a la fuerza máxima de tracción de la barra (en N) dividida por su área de adhesión (BA, en mm<sup>2</sup>).

*Tensión máxima de tracción, UTS (MPa)*

*= Capacidad de retención (MPa)*

$$= \frac{\text{Fuerza de retención (R)}}{\text{Área de adhesión (BA)}}$$

### 6-2. Definir UTS<sub>res</sub> (resistencia tensional transformada)

Para gestionar las diferencias de BA entre barras, estudios previos recomendaban utilizar una regresión no lineal de UTS/BA (59, 60, 61). En la regresión, la distancia vertical del resultado real de cada barra a la línea se considera como su residuo (UTS<sub>res</sub>, en MPa), y en este estudio se supuso que esos residuos eran causados por PMod y el factor de configuración.

Para convertir UTS en UTS<sub>res</sub>, se construyó una regresión inversa entre UTS y BA de todas las barras agrupadas. Luego, los residuos a la línea de regresión se registraron como UTS<sub>res</sub>, la resistencia tensional transformada, y se consideraron la variable dependiente en este estudio.

### 6-3. Control del factor de configuración entre muestras

Como se mencionó en el paso 4, al medir el grosor de la capa de cementación de las barras seleccionadas al azar de cada muestra, se estableció un grosor promedio de cada muestra. La prueba de Shapiro-Wilk se usó para determinar la normalidad de la distribución. Mediante un test-T se evaluó la diferencia de los factores de configuración entre muestras de grupos (10N, 50N, 80N). Aquí, los factores de configuración obtenidos se consideraron como la segunda variable independiente.

### 6-4. Verificación de la hipótesis I: La relación entre PMod y $UTS_{res}$

PMod se considera como la primera variable independiente, mientras que  $UTS_{res}$  es la variable dependiente. Para verificar la hipótesis I se realizó un análisis de regresión lineal, por muestra, para determinar la relación de PMod y  $UTS_{res}$  de distintas barras de una misma muestra.

### 6-5. Verificación de la hipótesis II: El factor de configuración influencia $UTS_{res}$

Además, para comprender si  $UTS_{res}$  varía debido al diferente grosor de la capa de cementación, se realizó una prueba ANOVA para analizar si las diferencias son estadísticamente significativas entre los grupos (10N, 50N, 80N) con diferentes espesores de capa de cementación.

Como el factor de configuración se consideró como la segunda variable independiente, se hizo una prueba para evaluar la normalidad de la distribución de los valores  $UTS_{res}$  de las diez categorías PMod con un 10% de intervalo, para los tres grupos (10N, 50N, 80N).

## Resultados

---

### Resumen de casos

De acuerdo con la fuerza aplicada durante el curado, las muestras se dividieron en tres grupos como se indica en la Tabla 1 mencionada en la sección de material y métodos.

Grupo	Número de muestras	Condición
10 N	5 pares	10 N aplicados a presión
50 N	5 pares	50 N aplicados a presión
80 N	5 pares	80 N aplicado a presión

Se seleccionaron cinco muestras de cada grupo (15 muestras en total).

Al seccionar estas 15 muestras se obtuvieron 1137 barras ( Tabla 2). Los cinco criterios aplicados para considerar barras como no válidas son:

- (1) Rota: barra rota durante la manipulación de la muestra.
- (2) Fractura cohesiva: la fractura ocurrió fuera de la interfase cementada, durante la prueba.
- (3) Despegadas: barras desprendidas -sin pegar o similar- del dispositivo durante el ensayo debido a un encolado inadecuado.
- (4) Faltantes: barras pérdidas durante la manipulación o prueba de la muestra, normalmente durante el seccionamiento.
- (5) Prueba anormal: debido a un registro de prueba anormal.

Muestra #	Causa inválida					Total parcial	Válido	Total
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)			
10N-1	9	3				12	67	79
10N-2	16	3				19	66	85
10N-3	20			1	1	22	60	82
10N-4	21					21	63	84
10N-5	17		4			21	78	99
50N-1	14		3			17	67	84
50N-2	18		3			21	57	78
50N-3	11		5			16	59	75

50N-4	9		3			12	57	69
50N-5	25		5			30	49	79
80N-1	3		2			5	61	66
80N-2	11		3			14	33	47
80N-3	28		1			29	38	67
80N-4	10		4			14	59	73
80N-5	18		12			30	40	70
<b>Total</b>	<b>230</b>	<b>6</b>	<b>45</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>283</b>	<b>854</b>	<b>1137</b>

Causa de invalidez: (1) Rota: barra rota durante la manipulación de la muestra; (2) Fractura cohesiva: la fractura ocurrió fuera de la interfase cementada, durante la prueba; (3) Desprendidas: barras desprendidas -sin pegar o similar- del dispositivo durante el ensayo debido a un encolado inadecuado; (4) Faltantes: barras pérdidas durante la manipulación o prueba de la muestra, normalmente durante el corte; (5) Prueba anormal: debido a un registro de prueba anormal.

De acuerdo con los criterios enumerados anteriormente, 95 barras fueron excluidas del grupo de 10N; 96 barras fueron excluidas del grupo de 50N; Del grupo de 80N se excluyeron 92 barras, al final en total se incluyeron 854 barras válidas para ser analizadas en este estudio. Las barras excluidas fueron analizadas posteriormente para una mejor comprensión de las causas de invalidación.

#### Relación entre BA y UTS<sub>res</sub>

Antes de proceder con la evaluación de la relación entre BA y UTS, se observó que no todas las muestras tenían valores similares de BA, como se muestra en la Tabla 3.

Muestra #	BA			MPa		
	N	Media	D.E.	N	Media	D.E.
10N-1	67	1,3	0,3	67	23,1	10,0
10N-2	64	1,3	0,2	64	26,7	11,6
10N-3	60	1,3	0,3	60	19,1	10,4
10N-4	62	1,3	0,2	62	12,2	9,7
10N-5	78	1,1	0,3	78	22,0	12,4
50N-1	67	1,1	0,3	67	21,0	11,6
50N-2	56	1,1	0,1	56	17,9	10,7
50N-3	59	1,4	0,3	59	14,6	8,1
50N-4	56	1,4	0,3	56	17,5	7,8
50N-5	49	1,3	0,2	49	17,1	10,1
80N-1	61	1,3	0,4	61	20,5	12,3
80N-2	33	1,4	0,3	33	14,4	9,8
80N-3	38	2,5	1,3	38	5,6	6,0
80N-4	58	1,4	0,4	58	17,7	10,8
80N-5	40	1,5	0,4	40	17,7	10,7
<b>Total</b>	<b>848</b>	<b>1,3</b>	<b>0,5</b>	<b>848</b>	<b>17,7</b>	<b>11,5</b>

### ***Ajuste de curva***

Para gestionar la influencia de BA en UTS en todas las muestras, se calculó el coeficiente de correlación, R cuadrado ( $R^2$ ), de la línea de regresión no lineal (inversa) de BA a UTS, para todos los casos válidos agrupados (Estadísticas de IBM SPSS v 28.0 .1.1., IBM Corp.).

La razón es que, si todos los valores de UTS fueran iguales (como se indica en la hipótesis nula), todos estarían en la línea de regresión y todo se explicaría por las diferencias en BA. En nuestro caso, los valores reales están sobre, por debajo o por encima de la línea de regresión, y podemos suponer que estas diferencias verticales (los residuos;  $UTS_{res}$ ) fueron causadas por el desempeño individual de cada barra (61).

<b>Tabla 4. Coeficiente de correlación de la relación entre BA y UTS</b>			
R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación
0,347	0,121	0,120	10,825
*Área de adhesión (BA) es la variable independiente.			

<b>Tabla 5. Prueba ANOVA de BA y UTS</b>					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Regresión	13605,8	1	13605,8	116,1	<,001
Residual	99131,3	846	117,2		
Total	112737,0	847			
*Área de adhesión (BA) es la variable independiente.					

### ***La ecuación de regresión de BA y UTS***

<b>Tabla 6. Coeficientes y constantes de la ecuación de regresión BA-UTS</b>					
	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.
	B	Desv. Error	Beta		
1 / BA	20,2	1,9	0,3	10,8	<,001
(Constante)	5,7	1,5		3,8	<,001

### ***La curva de regresión de la relación entre BA y UTS***

A partir de la constante y los coeficientes de las ecuaciones de regresión, se obtuvo la curva de regresión de BA y UTS de todas las diferentes muestras (ver Gráfico 1).

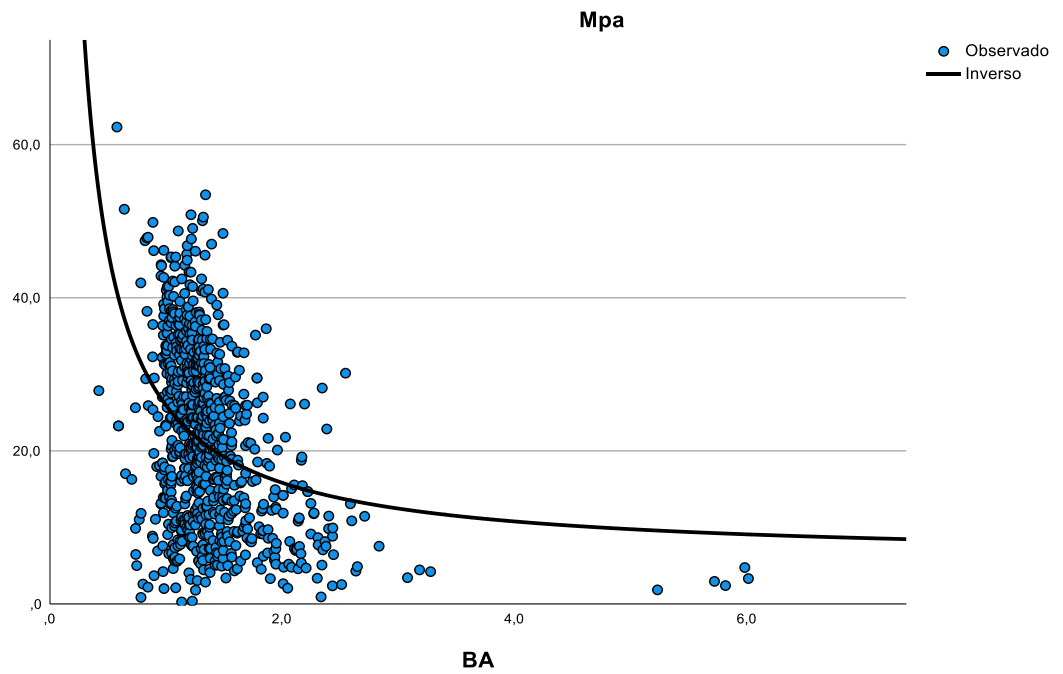


Gráfico 1. Relación de regresión del área de adhesión (BA) y la UTS.

## Verificación de la hipótesis I

Existe una relación inversa estadísticamente significativa entre la resistencia a la tracción ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y su distancia transversal al centro de la muestra cementada (PMod).

## Análisis de regresión

Ajuste de modelo con  $UTS_{res}$

Primero, analizamos los datos por segmentos en grupos.

Análisis de regresión de  $UTS_{res}$  (definido como la distancia vertical desde la curva de regresión común a cada punto de datos) a PMod. En la Tabla 7, muestra R cuadrado ( $R^2$ ) para todas las muestras de cada grupo.

<b>Tabla 7. Resumen del modelo: Coeficientes de correlación de <math>UTS_{res}</math>-PMod</b>					
Muestra #	Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación
10N-1	1	0,50a	0,25	0,24	8,66
10N-2	1	0,50a	0,25	0,23	10,28
10N-3	1	0,63a	0,39	0,38	8,86
10N-4	1	0,13a	0,02	0,00	10,49
10N-5	1	0,27a	0,07	0,06	11,34
50N-1	1	0,68a	0,46	0,45	8,60
50N-2	1	0,63a	0,40	0,38	8,30
50N-3	1	0,68a	0,46	0,45	6,32
50N-4	1	0,33a	0,11	0,09	6,58
50N-5	1	0,49a	0,24	0,22	8,16
80N-1	1	0,73a	0,53	0,52	6,91
80N-2	1	0,43a	0,19	0,16	8,46
80N-3	1	0,06a	0,00	-0,02	5,52
80N-4	1	0,35a	0,12	0,10	9,48
80N-5	1	0,42a	0,18	0,15	9,82
a. Predictores: (Constante), PMod					
b. Variable dependiente: $UTS_{res}$					

## Verificación de hipótesis I

Para verificar la hipótesis I, se utilizó la prueba ANOVA para estudiar la relación entre  $UTS_{res}$  y PMod. Los resultados de la prueba ANOVA del análisis de regresión entre  $UTS_{res}$  y PMod fueron estadísticamente significativos para todas las muestras menos dos con  $p < 0,05$  (Tabla 8). Hubo dos muestras (10N-4 con  $p=0,3$  y 80N-3 con  $p=0,72$ ), en las que la relación no fue estadísticamente significativa. Así, en el Gráfico 2 estas dos

muestras tenían menos inclinación que el resto de las muestras, y su línea de regresión lineal no cortaba el cero.

Por esta razón, se mantiene parcialmente la credibilidad de la hipótesis I: Existe una relación decreciente estadísticamente significativa entre la  $UTS_{res}$  y la distancia al centro de la masa de cementación para las muestras.

<b>Tabla 8. Prueba ANOVA de <math>UTS_{res}</math> y PMod</b>						
Muestra #	Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
10N-1	1Regresión	1645,6	1	1645,6	21,9	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	4876,5	sesenta y cinco	75,0		
	Total	6522,1	66			
10N-2	1Regresión	2126,6	1	2126,6	20,1	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	6551,0	62	105,7		
	Total	8677,6	63			
10N-3	1Regresión	2953,7	1	2953,7	37,6	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	4551,0	58	78,5		
	Total	7504,7	59			
10N-4	1Regresión	120,1	1	120,1	1,1	,300 <sup>b</sup>
	Residual	6598,3	60	110,0		
	Total	6718,3	61			
10N-5	1Regresión	792,5	1	792,5	6,2	,015 <sup>b</sup>
	Residual	9774,5	76	128,6		
	Total	10567,0	77			
50N-1	1Regresión	4096,1	1	4096,1	55,4	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	4804,6	sesenta y cinco	73,9		
	Total	8900,7	66			
50N-2	1Regresión	2431,4	1	2431,4	35,3	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	3721,6	54	68,9		
	Total	6153,0	55			
50N-3	1Regresión	1921,9	1	1921,9	48,1	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	2278,3	57	40,0		
	Total	4200,2	58			
50N-4	1Regresión	288,3	1	288,3	6,7	0,013 <sup>b</sup>
	Residual	2337,4	54	43,3		
	Total	2625,7	55			
50N-5	1Regresión	985,3	1	985,3	14,8	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	3130,4	47	66,6		
	Total	4115,7	48			
80N-1	1Regresión	3142,4	1	3142,4	65,8	<,001 <sup>b</sup>
	Residual	2819,3	59	47,8		
	Total	5961,7	60			
80N-2	1Regresión	507,0	1	507,0	7,1	0,012 <sup>b</sup>
	Residual	2217,6	31	71,5		
	Total	2724,6	32			
80N-3	1Regresión	4,0	1	4,0	0,1	0,720 <sup>b</sup>

	Residual	1097,5	36	30,5		
	Total	1101,5	37			
80N-4	1Regresión	688,7	1	688,7	7,7	0,008 <sup>b</sup>
	Residual	5029,6	56	89,8		
	Total	5718,3	57			
80N-5	1Regresión	782,4	1	782,4	8,1	0,007 <sup>b</sup>
	Residual	3663,9	38	96,4		
	Total	4446,3	39			
a. Variable dependiente: UTS <sub>res</sub>						
b. Predictores: (Constante), PMod						

### Coefficientes de las rectas de regresión

Se evaluaron los coeficientes de las rectas de regresión para determinar las gráficas mediante la ecuación:

$$Y = aX + b$$

a: Coeficiente; b: constante

Las constantes b fueron estadísticamente significativas para todas las muestras excepto para dos muestras 10N-4, 80N-3, como se mencionó anteriormente, y las pendientes de regresión (coeficientes de PMod) fueron estadísticamente significativas para todas las muestras excepto para las dos citadas.

Con el resultado determina la relación inversa entre UTS<sub>res</sub> y PMod.

Muestra #	Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	95,0% Intervalo de confianza para B	
			B	Desv. Error	Beta			Límite inferior	Límite superior
10N-1	1	(Constante)	18,68	3,33		5,602	<,001	12,02	25,34
		PMod	-,22	,05	-,502	-4,683	<,001	-,31	-,12
10N-2	1	(Constante)	25,95	3,94		6,584	<,001	18,07	33,83
		PMod	-,27	,06	-,495	-4,486	<,001	-,38	-,15
10N-3	1	(Constante)	19,17	3,22		5,957	<,001	12,73	25,61
		PMod	-,30	,05	-,627	-6,135	<,001	-,40	-,20
10N-4	1	(Constante)	-2,72	3,93		-,692	,492	-10,58	5,14
		PMod	-,06	,06	-,134	-1,045	,300	-,17	,05
10N-5	1	(Constante)	10,46	3,98		2,627	,010	2,53	18,40
		PMod	-,15	,06	-,274	-2,482	,015	-,26	-,03
50N-1	1	(Constante)	22,22	3,04		7,304	<,001	16,14	28,29
		PMod	-,34	,05	-,678	-7,444	<,001	-,43	-,25
50N-2	1	(Constante)	16,25	3,38		4,814	<,001	9,48	23,02
		PMod	-,31	,05	-,629	-5,940	<,001	-,42	-,21
50N-3	1	(Constante)	13,73	2,57		5,335	<,001	8,58	18,89
		PMod	-,25	,04	-,676	-6,934	<,001	-,32	-,18

50N-4	1	(Constante)	5,64	2,52		2,238	,029	,59	10,69
		PMod	-,09	,04	-,331	-2,581	,013	-,dieciséis	-,02
50N-5	1	(Constante)	11,56	3,63		3,182	,003	4,25	18,86
		PMod	-,21	,06	-,489	-3,846	<,001	-,33	-,10
80N-1	1	(Constante)	21,81	2,56		8,526	<,001	16,69	26,93
		PMod	-,29	,04	-,726	-8,109	<,001	-,36	-,22
80N-2	1	(Constante)	6,76	4,17		1,621	,115	-1,74	15,26
		PMod	-,21	,08	-,431	-2,662	,012	-,38	-,05
80N-3	1	(Constante)	-8,07	2,96		-2,727	,010	-14,07	-2,07
		PMod	,01	,04	,060	,361	,720	-,07	,09
80N-4	1	(Constante)	8,92	3,38		2,641	,011	2,15	15,68
		PMod	-,14	,05	-,347	-2,769	,008	-,24	-,04
80N-5	1	(Constante)	12,22	4,22		2,892	,006	3,67	20,77
		PMod	-,22	,08	-,419	-2,849	,007	-,37	-,06

a. Variable dependiente:  $UTS_{res}$

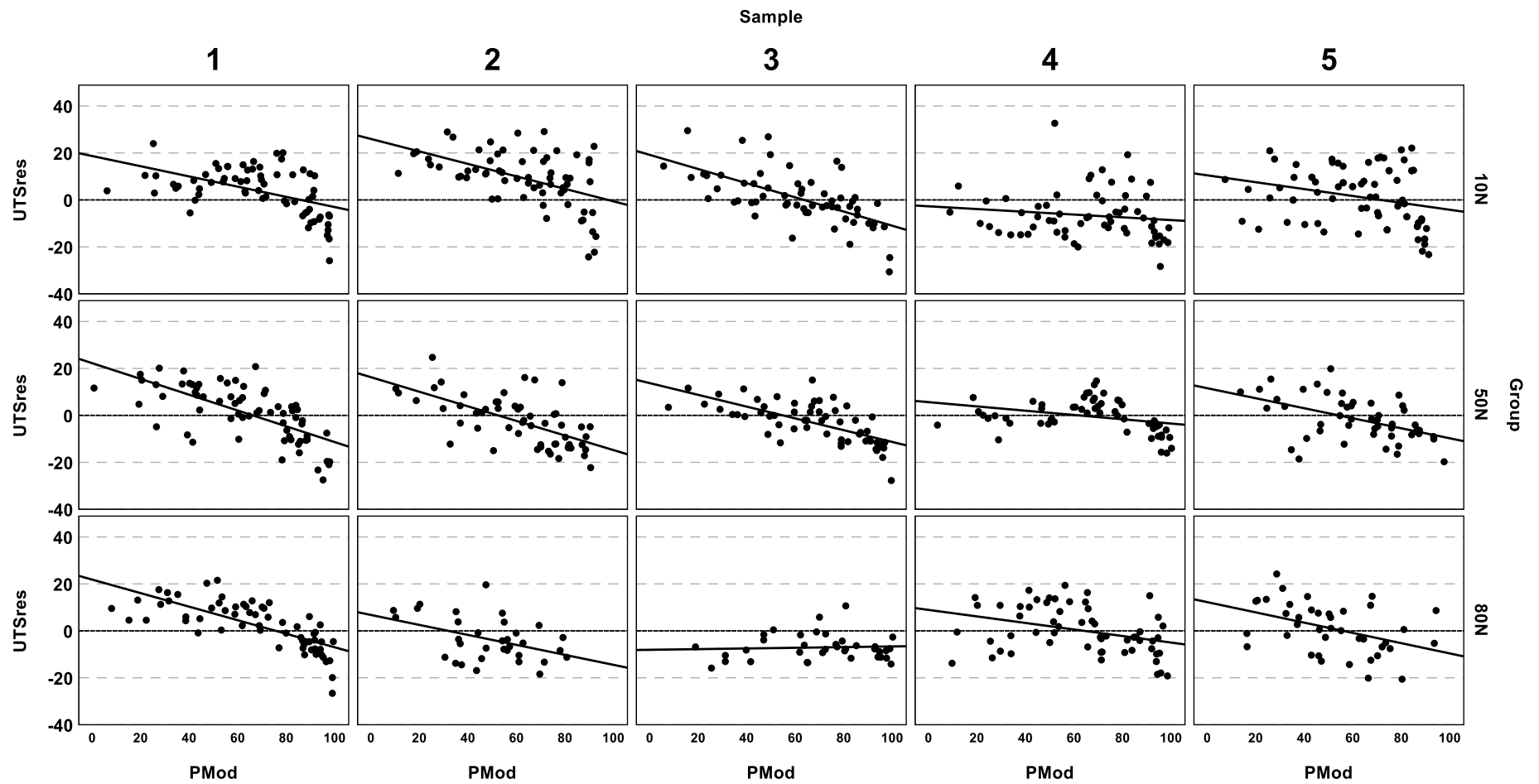


Gráfico 2. Relación de regresión de UTS<sub>res</sub> y PMod

## Verificación de la hipótesis II

Existe una relación estadísticamente significativa entre la resistencia a la tracción ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y el espesor de la cementación.

### Factor de configuración (Factor C)

De las 854 barras incluidas en el estudio, seleccionamos aleatoriamente cuatro barras de cada muestra para realizar la medición del espesor. De las cinco muestras de cada grupo, se seleccionaron al azar 20 barras de cada grupo. Durante la prueba faltaron dos barras del grupo 50N y 80N, en total había 58 barras.

Grupo	Factor C		
	N	Media	D.E.
10N	20	140,7	73,5
50N	19	156,6	33,9
80N	19	207,2	34,9
Total	58	167,7	58,0

La Tabla 11 muestra el R cuadrado ( $R^2$ ) para todas las muestras en cada grupo, para la relación de regresión lineal entre  $UTS_{res}$  y Factor C.

Grupo #	Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación
10N	1	0,30	0,09	0,02	9,17
50N	1	0,34	0,11	0,03	11,74
80N	1	0,08	0,01	-0,06	8,25

Para verificar la hipótesis II, se utilizó la prueba ANOVA para estudiar la relación existente entre  $UTS_{res}$  y Factor C. Los resultados de la prueba ANOVA del análisis de regresión entre  $UTS_{res}$  y PMod fueron estadísticamente no significativos para todas las muestras (Tabla 12,  $p > 0,26$  para todas).

Grupo #	Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
---------	--------	-------------------	----	------------------	---	------

10N	1	Regresión	107,6	1	107,6	1,3	0,278
		Residual	1093,4	13	84,1		
		Total	1201,0	14			
50N	1	Regresión	193,7	1	193,7	1,4	0,261
		Residual	1518,6	11	138,1		
		Total	1712,3	12			
80N	1	Regresión	6,8	1	6,8	0,1	0,756
		Residual	1021,2	15	68,1		
		T		16			
		otal	1028,0				

**Tabla 13. Coeficientes y Constantes de las Ecuaciones de Regresión de UTS<sub>res</sub> y Factor C**

Grupo #	Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	95,0% Intervalo de confianza para B	
			B	Desv. Error	Beta			Límite inferior	Límite superior
10N	1	(Constante)	8,4	5,1		1,7	,1	-2,5	19,4
		Factor C	,0	,0	-,3	-1,1	,3	-,1	,0
50N	1	(Constante)	-17,6	16,1		-1,1	,3	-52,9	17,8
		Factor C	,1	,1	,3	1,2	,3	-,1	,3
80N	1	(Constante)	-7,1	12,7		-,6	,6	-34,1	20,0
		Factor C	,0	,1	,1	,3	,8	-,1	,2

### La tendencia de las causas de nulidad de los casos

283 barras se consideraron inválidas -del total de 1137 barras-. Para estudiar las causas de esta invalidez se muestran histogramas de las diferentes causas , por PMod (ver el Gráfico 3 a continuación).

#### (1) La tendencia de las invalideces por rotura

Mostró que a medida que aumentaba PMod, aumentaba la frecuencia de ruptura y mostraba una mayor tendencia a la invalidez.

#### (2) La tendencia de las invalideces por fractura cohesiva y por despegamiento:

La distribución de las frecuencias de invalidez por fractura cohesiva y por despegamiento aparece uniforme entre diferentes PMods, no mostrándose ninguna tendencia obvia.

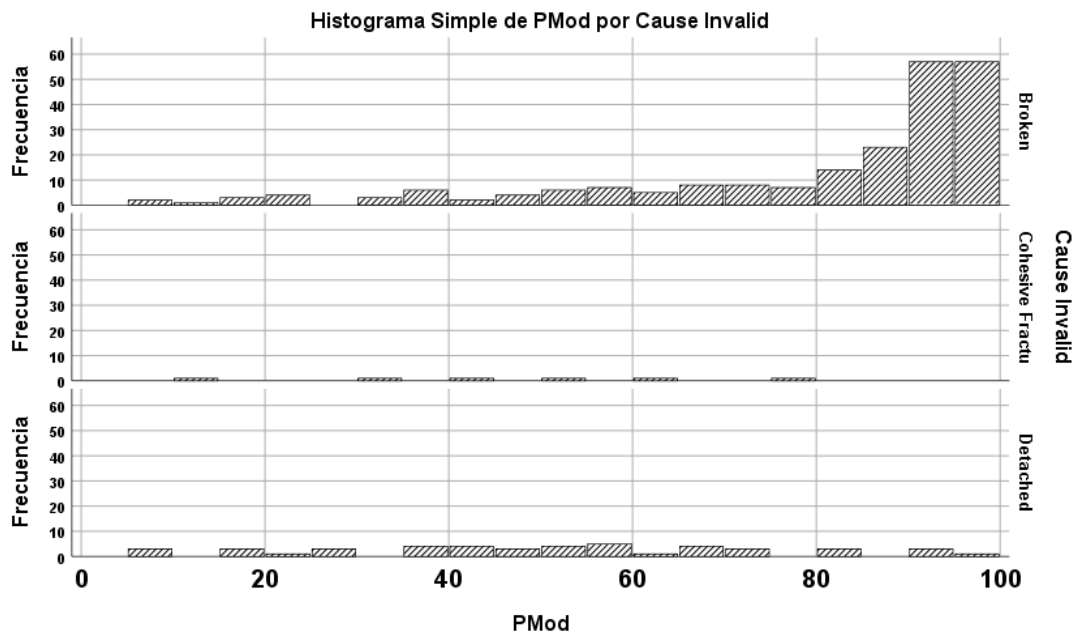


Gráfico 3. Histograma de PMod por # de causas de invalidez

## Discusión

---

Con los resultados obtenidos de los experimentos de este estudio, la primera hipótesis de que existe una relación inversa entre la resistencia a la tracción ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y su distancia transversal porcentual al centro de la muestra cementada se mantuvo parcialmente.

La segunda hipótesis de que existe una relación significativa entre la resistencia a la tracción ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y su espesor fue rechazada.

### Material y método

#### ■ *Cilindros de PMMA*

Los cilindros de PMMA utilizados en este experimento proporcionaron un resultado práctico para estudiar el comportamiento del cemento de cementación en diferentes condiciones. Los cilindros de PMMA se prepararon para obtener tamaños de especímenes y tratamientos superficiales uniformes. Las superficies fueron pulidas con lija de grano 600 y arenada (grano  $\leq 50 \mu\text{m}$ ) para facilitar la cementación. Para modelar el comportamiento de curado real de los cementos de fijación, excluyendo las variables clínicas de confusión, las muestras tienen características idénticas.

#### ■ *Sistema adhesivo y cemento de fijación*

En este estudio, el sistema adhesivo fue el adhesivo 3M™ ESPE Scotchbond Universal y el cemento de fijación fue el cemento de resina de curado dual 3M™ RelyX™ Universal. Los resultados se limitaron al material que utilizamos en este estudio, y bajo las mismas condiciones para otros adhesivos y cementos, los resultados serán posiblemente similares. En este estudio, el cemento de polimerización dual primero se fotopolimerizó y luego se fraguó durante la noche para lograr un curado químico completo. Dependiendo del método de curado (discutido en la sección de fotocurado más adelante) aplicado al cemento de fijación, los resultados posiblemente podrán variar debido a la duración de la polimerización, la movilidad de los monómeros durante el proceso de polimerización que puede causar tensión de contracción (40, 62).

#### ■ *Preparación de la muestra*

En la Tabla 2, una descripción general de la validación de las muestras, se incluyeron en el experimento 854 de 1137 barras recolectadas. Las barras restantes

fueron excluidas del estudio por diferentes razones. Dado que algunas barras en la parte periférica eran delgadas e intrínsecamente débiles, se rompieron debido a la vibración del proceso de corte, aunque la vibración se redujo con silicona.

Algunas de las barras se perdieron durante el proceso. Durante la prueba de tracción, la fijación de las barras al dispositivo de prueba requería habilidad, ya que las barras tenían que pegarse en los dos extremos del dispositivo sin interferir con la interfase cementada (ver Fig. 8). La fijación inestable resultó en desprendimientos de muestras que causaron el desalojo del dispositivo de prueba sin una separación adecuada en la interfase cementada. En el examen posterior a la prueba de estas barras, en algunas de las separaciones no ocurrió en la interfase cementada sino en otras partes de la muestra. Además, se produjeron grabaciones de prueba anormales en algunos bares.

Todas estas barras excluidas de las partes internas de las muestras no se consideraron relevantes ya que se entendía que ocurría de forma aleatoria.

#### ■ *Polimerización*

La fotopolimerización en este estudio se aplicó como se muestra en la Fig. 3, y la luz se colocó perpendicularmente al centro de los discos. Como se sabe, la polimerización se inicia desde el centro de la fuente de luz y comienza a contraerse (63, 64), se siguió un método de fotocurado modificado que proporciona una exposición homogénea a la luz para minimizar la irregularidad de la polimerización.

#### ■ *Seccionamiento*

La máquina de seccionamiento provoca un alto esfuerzo cortante durante el proceso que puede tener un efecto importante y debilitar la fuerza de unión del cemento de manera irregular. Un método de corte alternativo, como el láser de CO<sub>2</sub> (65), o la preparación de la muestra posiblemente ayudaría a mejorar los efectos no deseados no deseados causados por el procedimiento de corte actual en este estudio. Un mejor control del proceso de seccionamiento también puede permitir obtener barras con medidas precisas.

#### ■ *Prueba de tracción*

Como en la Fig. 14 y 15, el sistema de microtracción consiste en un sistema de palanca con dos elementos articulados. Las barras se fijaron en dos extremos y mantuvieron limpia el área de la interfase cementada. Como un extremo se fija en el

cuerpo del dispositivo de prueba, los extremos se fijan en el extremo opuesto de un brazo de palanca. Se aplicó fuerza de compresión al brazo de palanca que el giro transformó en una fuerza de tracción.

### **Limitaciones**

#### ■ *Operador*

El estricto protocolo era sensible a la habilidad y requería capacitación para llevarlo a cabo. Cualquier negligencia menor puede causar grandes errores en los resultados obtenidos. Además, el experimento en este estudio fue operado por una sola persona. La ventaja de mantener la consistencia de la operación realizada por personal capacitado que puede verse contrarrestada por posibles sesgos al no poder descartar la desviación generada por el operador.

#### ■ *Temperatura*

El experimento se realizó a temperatura ambiente (alrededor de 25 °C), mientras que el cemento se usa clínicamente a temperatura corporal (alrededor de 36 °C). Esta diferencia de 11 °C puede haber tenido un efecto, ya que un estudio indicó que la temperatura afecta la efectividad de la capacidad de adhesión a la dentina (66). La temperatura influye en la viscosidad del cemento y su comportamiento durante la polimerización. Se debe entender cuánto modifica la temperatura la efectividad del cemento entre diferentes cementos para tener un mejor ajuste de la configuración del experimento.

### **Resultados**

#### ■ *Área de adhesión (BA)*

Para obtener muestras más homogéneas y minimizar el efecto causado por las variaciones de BA, se ha sugerido producir BA lo más cerca posible de 1 mm<sup>2</sup> (60). Sin embargo, en realidad es poco probable obtener todas las barras con exactamente las mismas dimensiones de 1 mm<sup>2</sup>. En este estudio tuvimos nuestras barras con BAs variados (Media=1,1~1,5 mm<sup>2</sup>; DE=0,1~0,5 mm<sup>2</sup>). Por lo tanto, no pudimos evitar y estimar el posible esfuerzo cortante resultante de la sección que potencialmente podría debilitar la fuerza de unión de cada barra.

Además, debido a los defectos que se forman en la interfase cementada, se sabe que existe una relación inversa entre la BA y que a mayor área aumenta el número de

defectos presentes en el material. En conclusión, es fundamental mantener la interfase seccionada cercana a  $1 \text{ mm}^2$  para descartar el posible efecto resultante tanto del esfuerzo cortante sufrido por el paro de la sección como del número de defectos contenidos en dicha interfase.

Dado que es imposible obtener muestras con exactamente la misma dimensión y, en este estudio, en consecuencia, no fue posible lograr con precisión de BA a  $1 \text{ mm}^2$ , por lo que se utilizó un método estadístico para descartar el efecto de las diferencias de BAs midiendo los residuos.

Además, en lugar de la interfase cementada, los BA de las barras de este estudio se midieron en la superficie seccionada de la base del cilindro de 7 mm de altura. La sección longitudinal puede tener una desviación a lo largo del eje longitudinal de los dos cilindros cementados debido a variaciones de la tensión de la pala, de las diferencias en su velocidad o de la presión aplicada. Por lo tanto, la medición de los BA puede diferenciar posiblemente del BA real en la interfase cementada y habría requerido una corrección o un método modificado para obtener las mediciones exactas.

Además, para aquellas barras ubicadas en el círculo más externo, sus interfaces seccionadas se tomaron aproximadamente como un polígono o como un triángulo, un cuadrado o un pentágono (Fig. 19). De esta manera, se ignoraron las partes del segmento de círculo y estas áreas también deben considerarse para obtener un resultado exacto.

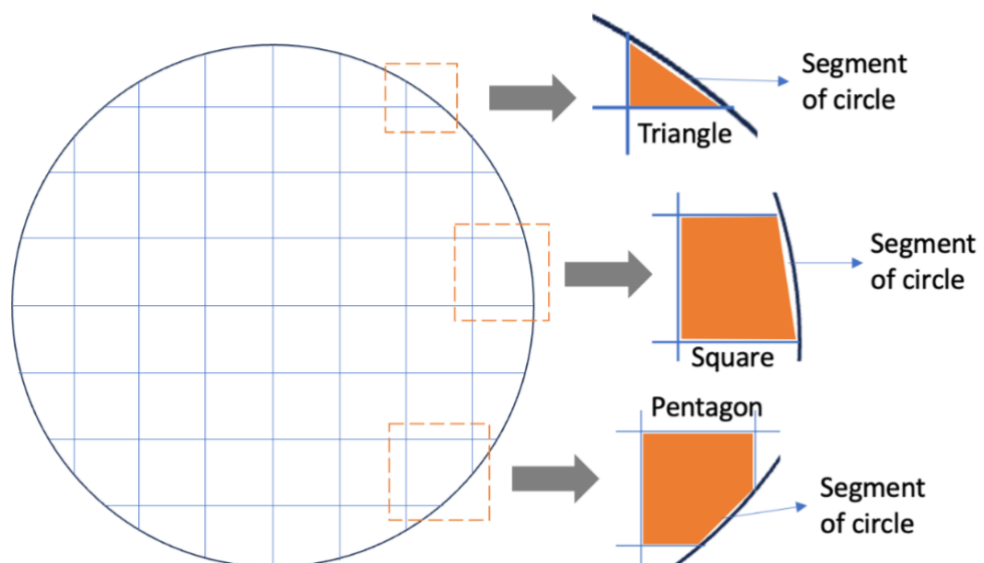


Fig. 19 – Segmento de círculo.

■ **Factor C y el espesor de cementación**

Diferentes presiones aplicadas durante la cementación dieron como resultado diferentes espesores de cementación. Como en nuestro estudio las presiones fueron 10N, 50N y 80N en cada grupo, y obtuvimos las medias (D.E.) del Factor C que fueron 140,7 (73,5), 156,6 (33,9) y 207,2 (34,9) respectivamente. La variación interna del Factor C dentro del grupo podría deberse a la imprecisión del destornillador dinamométrico que no puede distribuir la fuerza uniformemente a lo largo de los discos.

Un estudio anterior indicó que las diferentes fuerzas de cementación no dieron como resultado una diferencia significativa en el UTS y no hubo una diferencia significativa entre el espesor de la cementación (67), lo que implica que el Factor C no influyó en la resistencia a la tracción. Mientras tanto, un estudio reciente sugirió que el espesor de la capa límite resultó ser proporcional únicamente al diámetro de la muestra, independientemente del Factor C, el espesor de la muestra o el material de cementación (68).

**Significación clínica**

En nuestro estudio, utilizamos un modelo *in vitro* para demostrar un efecto que podría no estar presente o manifestarse de manera diferente en una situación clínica. Sin embargo, nos permitió comprender el comportamiento del material en condiciones controladas.

Este estudio mostró una disminución de la adherencia en el margen de cementación en comparación con el centro. En cuanto a la cementación de prótesis dentales, los estudios actuales suelen centrarse en la filtración marginal que ocurre con frecuencia (69). Por esa razón, este estudio se centró en el propio cemento de fijación en el que la contracción durante la polimerización genera tensiones que debilitan la unión en el margen.

El espesor del cemento se puede determinar durante el proceso de fabricación de la prótesis colocando un espaciador. Los estudios también indicaron que el grosor del cemento afecta su fuerza de unión, aunque pocos estudios explicaron el posible

mecanismo o la causa de este fenómeno (70, 71). Por lo tanto, este estudio pretendía encontrar si esta fuerza de unión se puede relacionar con el factor de configuración para tener una pista para determinar el espesor óptimo del cemento.

## Conclusiones

---

- (1) Existe una relación inversa entre la resistencia a la tracción ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y la distancia transversal al centro de la muestra cementada. La resistencia es mayor en el centro de la masa de cemento, y disminuye hacia la zona periférica. Esta tendencia se observó en tres grupos con diferentes presiones de cementación (10N, 50N y 80N).
- (2) En este estudio no pudimos encontrar que exista una relación entre la resistencia a la tracción ( $UTS_{res}$ ) del material de cementación y su espesor. Estudios posteriores deberían discutir las posibilidades de por qué el espesor del cemento afecta su capacidad de cementación de manera irregular.

## Bibliografía

---

1. Peres MA, Macpherson LMD, Weyant RJ, Daly B, Venturelli R, Mathur MR, et al. Oral diseases: a global public health challenge. *Lancet*. 2019;394(10194):249-60.
2. Carvalho MA, Lazari PC, Gresnigt M, Del Bel Cury AA, Magne P. Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. *Braz Oral Res*. 2018;32(suppl 1):e74.
3. Pjetursson BE, Heimisdottir K. Dental implants - are they better than natural teeth? *Eur J Oral Sci*. 2018;126 Suppl 1:81-7.
4. Ismail EH, Paravina RD. Color adjustment potential of resin composites: Optical illusion or physical reality, a comprehensive overview. *J Esthet Restor Dent*. 2022;34(1):42-54.
5. Kugel G. Direct and indirect adhesive restorative materials: a review. *Am J Dent*. 2000;13(Spec No):35D-40D.
6. Martin FE. Recognition and prevention of failures in clinical dentistry. Aesthetic dental materials--posterior. *Ann R Australas Coll Dent Surg*. 1991;11:178-88.
7. Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonca G, Ishikiriama SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J*. 2019;38(3):403-10.
8. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2010;120(11):972-86.
9. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:59-66.
10. Yu B, Lee YK. Translucency of varied brand and shade of resin composites. *Am J Dent*. 2008;21(4):229-32.
11. Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil*. 1992;19(6):569-84.
12. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):962-70.
13. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(2):E215-20.
14. Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Oper Dent*. 2003;28(6):773-8.
15. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent*. 2004;29(6):713-9.
16. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res*. 2015;9(6):ZE18-24.
17. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam? *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(6):355-65; discussion 65-7.
18. Jha SK, D'Souza SF. Preparation of polyvinyl alcohol-polyacrylamide composite polymer membrane by gamma-irradiation for entrapment of urease. *J Biochem Biophys Methods*. 2005;62(3):215-8.
19. Gindri IM, Salmoria GV, Souza JCM. Chapter 5 - Nanostructured polymer matrix composites for oral and cranio-maxillofacial rehabilitation. In: Souza JCM, Hotza D, Henriques B, Boccaccini AR, editors. *Nanostructured Biomaterials for Cranio-Maxillofacial and Oral Applications*: Elsevier; 2018. p. 81-96.
20. Leung GK, Wong AW, Chu CH, Yu OY. Update on Dental Luting Materials. *Dent J*

(Basel). 2022;10(11).

21. ISO/IEC. International Standard 4049:2000 (E). Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva, Switzerland: ISO copyright office; 2000. p. 27.
22. Menees TS, Lin CP, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. *Am J Dent*. 2015;28(6):357-61.
23. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):821-34.
24. Jo SA, Lee CH, Kim MJ, Ferracane J, Lee IB. Effect of pulse-width-modulated LED light on the temperature change of composite in tooth cavities. *Dent Mater*. 2019;35(4):554-63.
25. Breschi L, Maravic T, Cunha SR, Comba A, Cadenaro M, Tjaderhane L, et al. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dent Mater*. 2018;34(1):78-96.
26. Bedran-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CMP, Teixeira EC. An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth-Adhesive Interface. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):713-31.
27. Jang Y, Ferracane JL, Pfeifer CS, Park JW, Shin Y, Roh BD. Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements. *Oper Dent*. 2017;42(1):E1-E9.
28. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002;27(6):636-8.
29. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res*. 2005;84(8):725-9.
30. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*. 1997;25(6):435-40.
31. Fugolin AP, Costa AR, Kono E, Quirk E, Ferracane JL, Pfeifer CS. Influence of the organic matrix composition on the polymerization behavior and bulk properties of resin composites containing thiourethane-functionalized fillers. *Eur Polym J*. 2020;130.
32. Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dent Mater*. 2006;22(9):799-803.
33. Guiraldo RD, Consani S, De Souza AS, Consani RL, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of light energy density on heat generation during photoactivation of dental composites with different dentin and composite thickness. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(4):289-93.
34. Momoi Y, McCabe JF. Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br Dent J*. 1994;176(3):91-6.
35. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod*. 2006;32(6):537-40.
36. Kirsten M, Matta RE, Belli R, Lohbauer U, Wichmann M, Petschelt A, et al. Hygroscopic expansion of self-adhesive resin cements and the integrity of all-ceramic crowns. *Dent Mater*. 2018;34(8):1102-11.
37. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. The relationship between cyclic hygroscopic dimensional changes and water sorption/desorption of self-adhering and new resin-matrix composites. *Dent Mater*. 2013;29(9):e218-26.
38. Tavana H, Neumann AW. Recent progress in the determination of solid surface tensions from contact angles. *Adv Colloid Interface Sci*. 2007;132(1):1-32.
39. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Hygroscopic expansion kinetics of dental resin-composites. *Dent Mater*. 2014;30(2):143-8.
40. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater*. 1993;9(1):2-5.

41. Wang R, Liu H, Wang Y. Different depth-related polymerization kinetics of dual-cure, bulk-fill composites. *Dent Mater.* 2019;35(8):1095-103.
42. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999;30(4):249-57.
43. Lombardini M, Chiesa M, Scribante A, Colombo M, Poggio C. Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. *Dent Res J (Isfahan).* 2012;9(6):735-40.
44. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.* 2004;29(6):698-704.
45. Li W, Wang K, Wang Z, Li B. Optimal resin monomer ratios for light-cured dental resins. *Heliyon.* 2022;8(9):e10554.
46. Cadenaro M, Codan B, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, et al. Contraction stress, elastic modulus, and degree of conversion of three flowable composites. *Eur J Oral Sci.* 2011;119(3):241-5.
47. Borges ALS, Dal Piva AMdO, Moecke SE, de Moraes RC, Tribst JPM. Polymerization Shrinkage, Hygroscopic Expansion, Elastic Modulus and Degree of Conversion of Different Composites for Dental Application. *Journal of Composites Science.* 2021;5(12):322.
48. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636-9.
49. de la Macorra JC, Gomez-Fernandez S. Quantification of the configuration factor in Class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1996;4(1):29-33.
50. Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater.* 2006;22(9):818-23.
51. Boaro LC, Brandt WC, Meira JB, Rodrigues FP, Palin WM, Braga RR. Experimental and FE displacement and polymerization stress of bonded restorations as a function of the C-Factor, volume and substrate stiffness. *J Dent.* 2014;42(2):140-8.
52. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996;21(1):17-24.
53. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil.* 1998;25(6):436-42.
54. Alomari Q, Ajlouni R, Omar R. Managing the polymerization shrinkage of resin composite restorations: a review. *SADJ.* 2007;62(1):12, 4, 6 passim.
55. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods.* 2012;9(7):671-5.
56. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-40.
57. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999;78(2):699-705.
58. Armstrong S, Breschi L, Ozcan M, Pfeifferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength ( $\mu$ TBS) approach. *Dent Mater.* 2017;33(2):133-43.
59. Escribano NI, Del-Nero MO, de la Macorra JC. Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*

2003;66(1):419-24.

60. de la Macorra JC, Perez-Higueras JJ. Microtensile bond strength test bias caused by variations in bonded areas. *J Adhes Dent.* 2014;16(3):207-19.

61. de la Macorra JC, Romero B. Full mapping tensile bond strength of luting in search for differences due to centripetal curing shrinkage. *Dent Mater.* 2022;38(4):e69-e82.

62. Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2011;36(2):196-204.

63. Jadhav S, Hegde V, Aher G, Fajandar N. Influence of light curing units on failure of direct composite restorations. *J Conserv Dent.* 2011;14(3):225-7.

64. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials.* 1996;17(24):2313-8.

65. Mushtaq RT, Wang Y, Rehman M, Khan AM, Mia M. State-Of-The-Art and Trends in CO(2) Laser Cutting of Polymeric Materials-A Review. *Materials (Basel).* 2020;13(17).

66. Yumitate M, Mine A, Higashi M, Matsumoto M, Hagino R, Ban S, et al. Effect of tooth temperature on the dentin bonding durability of a self-curing adhesives: The discrepancy between the laboratory setting and inside the mouth. *Dent Mater J.* 2022;41(2):317-22.

67. Marocho SM, Ozcan M, Amaral R, Valandro LF, Bottino MA. Effect of seating forces on cement-ceramic adhesion in microtensile bond tests. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):325-31.

68. Fu J, Aregawi WA, Fok ASL. Mechanical manifestation of the C-factor in relation to photopolymerization of dental resin composites. *Dent Mater.* 2020;36(8):1108-14.

69. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000;28(3):163-77.

70. Lee TH, Ahn JS, Shim JS, Han CH, Kim SJ. Influence of cement thickness on resin-zirconia microtensile bond strength. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(3):119-25.

71. Aker Sagen M, Dahl JE, Matinlinna JP, Tibballs JE, Ronold HJ. The influence of the resin-based cement layer on ceramic-dentin bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2021;129(4):e12791.