

TESIS DOCTORAL

Influencia del material de restauración y tipo de matriz en la reproducción de la superficie proximal de restauraciones de Clase II de molares temporales

Autora:

Fátima Cerdán Gómez

Directoras:

Dra. María Victoria Fuentes Fuentes

Dra. Laura Ceballos García

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Escuela Internacional de Doctorado

2022

TESIS DOCTORAL

Influencia del material de restauración y tipo de matriz en la reproducción de la superficie proximal de restauraciones de Clase II de molares temporales

Autora:

Fátima Cerdán Gómez

Directoras:

Dra. María Victoria Fuentes Fuentes

Dra. Laura Ceballos García

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Escuela Internacional de Doctorado

2022

AGRADECIMIENTOS

Ha sido un camino muy largo, y en ciertos tramos tan sinuoso que no me dejaba ver la meta... Pero algunos habéis estado siempre ahí para guiarme.

Gracias.

Gracias a mis directoras de tesis, las doctoras Victoria Fuentes y Laura Ceballos, por vuestro ejemplo de trabajo, por vuestro amor a las cosas bien hechas, por vuestra dedicación y paciencia, por vuestra maestría. Haberos conocido, ya hace algún tiempo, fue un regalo no solo en lo profesional, sino también en lo personal.

Gracias a las que fueron mis compañeras en la Universidad Rey Juan Carlos, que, de alguna forma u otra me inspiraron y motivaron. A Isabel Giráldez, a Nuria Escribano, a Rocío, Bruno, Eugenia, Isabel...y todos los demás.

Gracias a la Dra. Elena Cabrera y a la casa comercial 3 M Oral Care, por su cariño y por su especial colaboración en esta tesis doctoral. Por poner a mi disposición sus instalaciones para el escaneado de las muestras, y por cedernos gran parte del material necesario para realizar esta tesis.

Gracias a Nacho Villafañez, excelente protésico y amigo, que cuando empezó todo, realizó la réplica metálica para mi tipodonto; y también a todos aquellos que han ayudado de alguna forma u otra en las distintas fases de este proyecto.

Gracias a Marta, mi auxiliar y amiga, por su fortaleza, alegría y profesionalidad y por ayudarme cada día a hacer fácil lo difícil.

Gracias a mis amigas, las *míticas*, por todo lo que me han arropado cuando lo he necesitado.

Gracias eternas por existir, a mis *Julietas* (Carolina, Amorío y mi hermana Almudena), porque teneros cerca es un regalo precioso y un privilegio.

Gracias a mis queridos suegros, y en especial a Juan Antonio, por estar siempre tan pendiente e ilusionado con que tener otra *hija* doctora.

Gracias a mis padres, por su ejemplo, por sus valores, por su entrega y por enseñarme a creer en mí misma.

Gracias a mis tres chicos, mis amores... por vuestra paciencia, comprensión y gran sentido del humor...

A mi marido, Andrés, por ayudarme cada día a ser mejor persona, por apoyarme en mis proyectos, aunque te roben tu propio tiempo, y por estar siempre dispuesto a sacarme una sonrisa. A mis hijos, Mateo y Juan, por el tiempo que, dedicado a esta tesis, no he podido compartir con vosotros... Y a Juan muy especialmente, porque tu virtuosismo con el teclado ha sido de enorme ayuda en la fase final.

Gracias también a todos mis pequeños pacientes, por y para los que intento mejorar y superarme; porque ellos me recuerdan cada día el valor de las cosas pequeñas, con su alegría y su sonrisa.

A mis padres, Isabel y Juan Manuel,

Y

A mi MADRE, la Virgen María,

*porque con su abrazo, TODO lo hace
posible.*

ÍNDICE

1. Introducción.....	11
1.A. Relevancia de la caries dental en la dentición temporal.....	15
1.B. Manejo de la caries en la dentición temporal.....	17
1.B. 1 Técnicas de no eliminación del tejido dental cariado	18
1.B. 2 Técnicas de remoción del tejido dental cariado	20
1.B. 3. Restauraciones posteriores directas	22
1.C. Materiales de restauración directa	24
1.C.1. Resinas Compuestas.....	25
1.C. 2. Cementos de ionómero de vidrio	43
1.C.3. Otros materiales de restauración directa.....	62
1.D. Selección del material restaurador para dientes posteriores en dentición la temporal.....	64
1.D. 1. Factores que influyen en la selección del material restaurador	65
1.D. 2. Longevidad de las restauraciones posteriores en la dentición temporal,	68
1.E. Restauración del punto de contacto y del contorno proximal	71
1.E. 1. Sistemas de matrices.....	74
1.E. 2. Reproducción de la superficie proximal en dentición temporal.....	80
2. Hipótesis.....	87
3. Objetivos.....	91
4. Material y método	95
4.A. Preparación de muestras y grupos experimentales.....	97
4.B. Procedimiento restaurador	105
4.C. Medición de la resistencia del punto de contacto	106
4.D. Características morfológicas: contorno proximal y adaptación marginal ...	108
4.D.1. Análisis de la fiabilidad de las escalas utilizadas en la evaluación de la morfología proximal.....	113
4.E. Análisis estadístico.....	114
4.E.1. Resistencia del punto de contacto.....	114
4.E. 2. Características morfológicas: contorno proximal y adaptación marginal	114
5. Resultados.....	117
5.A. Resistencia del punto de contacto	119
5.B. Características morfológicas de las superficies proximales restauradas.....	122

5.B.1. Análisis de la fiabilidad de las escalas utilizadas en la evaluación de la morfología proximal.....	122
5.B.2. Contorno proximal	122
5.B.3. Adaptación Marginal.....	128
6. Discusión	131
6.A Consideraciones sobre la metodología empleada.....	133
6. A. 1 Diseño y tamaño de la preparación cavitaria.....	133
6. A. 2 Medición <i>in vitro</i> de la resistencia del punto de contacto	134
6. A. 3 Evaluación <i>in vitro</i> de las características morfológicas de las superficies restauradas.....	137
6. A. 4 Materiales de restauración.....	139
6. A. 5 Matrices	144
6.B Influencia del material de restauración y sistemas de matriz empleados en la calidad de las superficies proximales.....	145
6.B.1. Sobre la resistencia del punto de contacto	145
6.B.2. Sobre las características morfológicas.....	151
6.B.3. Sobre la relación entre los resultados de ambas variables	155
6.C Limitaciones del presente trabajo.....	157
7. Conclusiones	159
8. Bibliografía	163
9. Producción Científica	199

1. Introducción

1. INTRODUCCIÓN

La caries dental es la enfermedad crónica más común en la infancia (Corrêa-Faria *et al.*, 2016; Innes *et al.*, 2020) y aproximadamente un 50% de la población mundial en edad preescolar presenta lesiones de caries (Corrêa-Faria *et al.*, 2016; Tinanoff *et al.*, 2019).

La caries es una enfermedad polimicrobiana y multifactorial que afecta a los tejidos duros dentales y que está determinada por la interacción entre el *biofilm* dental, la saliva, el aporte de azúcares de la dieta y otras influencias genéticas (Pitts *et al.*, 2017). Hoy en día, no se considera una enfermedad infecciosa, si no una disbiosis o desequilibrio producido en el *biofilm* dental, que conduce a un ambiente oral de predominio ácido, generado por el metabolismo de los carbohidratos fermentables de la dieta (Banas *et al.*, 2020). Cuando el exceso de ácido producido supera la capacidad de neutralización tanto de la saliva como de las bacterias que lo contrarrestan, se produce la desmineralización de los tejidos duros dentales. Al mismo tiempo, dicho ambiente ácido favorece el crecimiento de bacterias acidúricas y acidógenas que promueven la progresión de la enfermedad y la consiguiente formación de cavidades en los dientes (Du *et al.*, 2020). La caries dental es además una enfermedad dinámica, determinada por factores biológicos, psicosociales y comportamentales, ligados un entorno personal e individual (Tinanoff *et al.*, 2019).

Por tanto, la definición actual y consensuada para la caries dental es la de una enfermedad mediada por el *biofilm*, modulada por la dieta, multifactorial, no transmisible y dinámica, que tiene como resultado la pérdida neta de minerales de los tejidos duros dentales. Está determinada por factores biológicos, conductuales, psicosociales y ambientales; y como consecuencia de este proceso, se desarrolla una lesión de caries (Machiulskiene, 2020).

La caries en la infancia está especialmente relacionada con los hábitos dietéticos y la higiene oral defectuosa o irregular, así como también se ha relacionado con estatus socioeconómicos desfavorecidos y niños cuyas madres tienen un bajo nivel sociocultural (Corrêa-Faria *et al.*, 2016; Colak *et al.*, 2013). A

pesar de ser una enfermedad que podría prevenirse, la caries dental está globalmente generalizada (GBD 2017 Oral Disorders Collaborators, 2020).

En concreto, la caries de inicio temprano (*early childhood caries*) se define como la presencia de una, o más lesiones cariosas (cavitadas o no cavitadas), pérdidas dentarias por caries, o presencia de obturaciones en dientes temporales, en niños menores de 6 años (Machiulskiene, 2020).

El panel de expertos de la cumbre global de Bangkok sobre la caries de inicio temprano, reunido en 2019, reafirma esta definición y añade que: “la mayoría de las caries en menores de 6 años son lesiones no-tratadas, y pueden tener una gran influencia en la calidad de vida de los niños” (Tinanoff *et al.*, 2019). La caries de inicio temprano llega a afectar globalmente a casi 600 millones de niños en el mundo, especialmente en los países industrializados y en desarrollo, siendo un serio problema de salud pública (Ramos, Janni, Hamida 2020; Pummer *et al.*, 2020a). Sus efectos pueden afectar a corto y a largo plazo la calidad de vida del niño y de sus familias, además de tener importantes consecuencias negativas económicas y sociales (Dülgergil *et al.*, 2013; Corrêa-Faria *et al.*, 2016; Ramos, Janni, Hamida 2020; Brito *et al.*, 2020).

No es objetivo de esta tesis doctoral el abordar la enorme problemática que implica el tratamiento de la caries de inicio temprano en toda su extensión y complejidad, especialmente cuando afecta a menores de 3 años como es el caso de la caries de inicio temprano severa.

Tanto su etiopatogenia como su tratamiento merecen un estudio y análisis minucioso aparte, que sería complementario al nuestro. Las características madurativas de estos pacientes tan pequeños, así como la rápida progresión de las lesiones cariosas, provocan con frecuencia, en estadios avanzados de la enfermedad, que el tratamiento deba realizarse bajo anestesia general. Los tratamientos bajo anestesia general tienen características específicas, implicando el empleo de técnicas más radicales como tratamientos pulpares, coronas, extracciones e incluso mantenedores de espacio. En este estudio hemos querido centrarnos en el tratamiento más habitual para el odontopediatra en la clínica dental, y en el tipo de

pacientes que, con mayor o menor dificultad, dependiendo de cada caso particular, permiten ser tratados de forma ambulatoria en el gabinete dental.

1.A. Relevancia de la caries dental en la dentición temporal

En los dientes temporales la caries progresa aproximadamente dos veces más rápido que en los dientes permanentes (Käkilehto *et al.*, 2013b; Sengul y Gurbuz, 2015). Un estudio reciente sugiere que dicha progresión podría ser inversamente proporcional al nivel socioeconómico familiar (a nivel socioeconómico más bajo, mayor progresión de la caries), pudiendo avanzar en los casos más extremos, desde la unión amelodentinaria hasta la mitad interna de la dentina, en tan solo 1.4 años. Además, las lesiones proximales, podrían tener una mayor velocidad de progresión que las oclusales (Tickotsky *et al.*, 2017).

Estudios realizados en dentición temporal, sugieren que los molares son los dientes más afectados por caries y que, después de las superficies oclusales, las proximales son las más vulnerables (Allison y Schwartz, 2003b; Qvist *et al.*, 2004; Ferro, Besostri, Olivieri, 2009). Además, un estudio reciente demuestra cómo la presencia de lesiones cariosas en superficies oclusales multiplica por dos el riesgo de aparición de lesiones interproximales, y cómo, incluso sin presencia de lesiones oclusales, un tercio de las superficies proximales podrían estar afectadas (Dhar, Mon, Macek, 2018).

El molar más afectado es el segundo molar temporal (Ferro, Besostri, Olivieri 2009; Elfrink *et al.*, 2010) y en casi el 70% de los molares temporales con caries interproximales, se encuentran afectadas ambas superficies adyacentes (Allison y Schwartz, 2003b). Esta situación es mucho más habitual cuando existen puntos de contacto cerrados a nivel posterior (arcos de tipo II de Baume), en los que se produce un mayor acúmulo de placa bacteriana entre superficies proximales (Allison y Schwartz, 2003b; Novaes *et al.*, 2009; Novaes *et al.*, 2012). Estas áreas de difícil acceso para la higiene son más susceptibles a la caries, básicamente porque el *biofilm* se mantiene estancado durante largos períodos de tiempo (Kidd y Fejerskov, 2004).

Cabe destacar que la presencia de lesiones cariosas en tres o más dientes temporales o en más de dos superficies del segundo molar temporal, permite predecir un elevado riesgo de caries en dientes permanentes (Käkilehto *et al.*, 2013b). En un estudio realizado en Suecia por Mejare *et al.*, en 2001 comprobaron que la presencia de lesiones de caries en dentina o de restauraciones en distal del primer molar temporal, y/o en mesial del segundo molar temporal, a la edad de 6-7 años, multiplicaba por 3 el riesgo de caries en la superficie mesial del primer molar permanente (Mejare *et al.*, 2001). De hecho, la Academia Americana de Odontología Pediátrica (AAPD) considera la presencia de lesiones de caries en dentición temporal, un factor de predicción para la existencia de lesiones futuras en dentición permanente (Corrêa-Faria *et al.*, 2016; Dhar, Mon, Macek, 2018; Tedesco *et al.*, 2018).

La prevalencia de caries no tratadas que afectan a la dentina en dentición temporal no ha cambiado apenas en los últimos veinte años en la población global (Frencken, 2018). En el año 2010 estas lesiones, tanto en dentición permanente como en dentición temporal ocupaban el primer y décimo puestos, respectivamente, en el ranking mundial de enfermedades más prevalentes (Marcenes *et al.*, 2013). Además, se considera que existe una tendencia al aumento en la prevalencia de lesiones no tratadas, en el grupo etario de 2 a 5 años (Pitts *et al.*, 2017). Un análisis sistemático reciente sobre el impacto global de las enfermedades orales y su evolución desde 1990 a 2017, demuestra sólo una ligera mejoría en la prevalencia de lesiones no tratadas en dentición temporal, durante este largo período de casi 30 años, con una leve disminución del 9.02% en 1990 al 7.8% en 2017 (GBD 2017 Oral Disorders Collaborators, 2020).

En España, la situación es similar y la prevalencia de caries en dentición temporal ha disminuido muy poco en los últimos 25 años (Bravo *et al.*, 2020). Según la Encuesta de Salud Oral en España, realizada en el año 2020 la prevalencia de caries en dentición temporal a los 5-6 años era del 35.5%, con un 27.5% de necesidades restauradoras. En esta encuesta el nivel social se asocia de forma muy directa y estadísticamente significativa en este grupo etario, con una prevalencia de caries activas del 37.0% para el nivel socioeconómico más bajo, y del 15.6% en el

más alto, habiéndose incrementado esta prevalencia con respecto a los porcentajes de la encuesta realizada en el 2015 (Bravo *et al.*, 2020).

Posiblemente la falta de educación en salud bucodental, así como la cobertura deficitaria de nuestro sistema sanitario en el tratamiento de la caries en dentición temporal, hace que, en el momento del diagnóstico, sea frecuente la presencia de lesiones activas y cavitadas, al igual que ocurre en otros países (Bernabé *et al.*, 2013; Hesse *et al.*, 2016; Frencken, 2018) y, que como ya ha sido comentado, un elevado porcentaje de estas lesiones se localice en superficies proximales.

Por todo lo anteriormente expuesto, es un hecho evidente que las lesiones de caries en superficies proximales son frecuentes en dentición temporal (Alyahya, Khanum, Qudeimat, 2018), y que su progresión es rápida. Su tratamiento es de gran importancia para mantener los dientes temporales en boca hasta su exfoliación natural, y de esta forma permitir unas adecuadas funciones de deglución, masticación y habla, así como para mantener el espacio de los dientes permanentes y guiar su erupción (Sengul y Gurbuz, 2015; Pummer *et al.*, 2020a); permitiendo con ello un crecimiento y desarrollo adecuado del niño (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020).

1.B. Manejo de la caries en la dentición temporal

En los últimos años el manejo terapéutico de la caries ha cambiado gracias a los avances tecnológicos en el diagnóstico, la existencia de materiales adhesivos y, sobre todo, al hecho de entender los dos siguientes factores. Por un lado, que la enfermedad de la caries no es infecciosa, sino que se debe a una disbiosis en el *biofilm* dental y éste puede ser modificado (Innes *et al.*, 2020) y, por otro lado, que se debe tratar la enfermedad de la caries en sí misma, y no solo sus lesiones o secuelas.

La caries puede tratarse, conductual y médicamente, controlando sus principales factores causales (supresión de carbohidratos fermentables, control de maduración de *biofilms* bacterianos...), y con un adecuado aporte de flúor que

favorezca la remineralización de las lesiones incipientes (Schwendicke *et al.*, 2016b; Innes *et al.*, 2020).

Por tanto, el tratamiento de la caries según los principios de la Odontología restauradora moderna, y mínimamente invasiva debe de estar encaminado a realizar un diagnóstico precoz, establecer medidas de control de la enfermedad en función de los factores individuales de riesgo de caries para cada paciente, prevenir el desarrollo de lesiones cariosas y detener su evolución (Zero *et al.*, 2011; Pummer *et al.*, 2020a). El objetivo de todos los tratamientos debe ser siempre corregir el desequilibrio producido en el *biofilm*, disminuyendo los factores que provocan desmineralización y aumentando los factores remineralizantes, y conservar la mayor cantidad posible de tejido sano y remineralizable (Santamaría e Innes, 2018).

Sin embargo, en algunas situaciones, cuando la enfermedad progresa y se producen lesiones cavitadas e instauradas en la dentina, las medidas de control de la enfermedad no son suficientes por sí solas, puesto que no permiten controlar la evolución de la lesión y hay que vincularlas a otros procedimientos terapéuticos.

Actualmente, existen distintas posibilidades terapéuticas en el manejo de la caries dentinaria en dientes vitales, en dentición temporal (Santamaría *et al.*, 2020). Sin embargo, no existe aún acuerdo ni literatura consistente, sobre cuál es la terapia con mayor eficacia en el control y detención de este tipo de lesiones (Tedesco *et al.*, 2018; Santamaría *et al.*, 2020).

Existen dos vertientes terapéuticas, las basadas en la no eliminación del tejido dental cariado, o, las que sí que implican su remoción.

1.B. 1 Técnicas de no eliminación del tejido dental cariado

Actualmente, son varios los procedimientos terapéuticos que tienen el objetivo de controlar la lesión cariosa en dentina, sin eliminar nada de tejido cariado (Santamaría *et al.* 2020). Entre ellos podemos incluir los procedimientos que se describen a continuación.

1-El empleo del fluoruro diamino de plata que ha demostrado ser una sustancia eficaz en la prevención y detención de lesiones de caries, basada en la remineralización de los tejidos. No precisa de remoción de tejido cariado y es fácil de aplicar. Está especialmente indicado en pacientes con caries de inicio temprano aguda (menores de tres años), pacientes con discapacidad u otras limitaciones, en las que la realización de otros procedimientos está muy limitada (Crystal *et al.*, 2017). Su aplicación provoca una tinción oscura en los dientes, siendo éste el mayor inconveniente para su uso, debido a la no aceptación por parte de los padres, especialmente cuando afecta a sectores anteriores (Nelson *et al.*, 2016).

2-El empleo de los selladores de fosas y fisuras (de resina o de cemento de ionómero de vidrio) que pueden colocarse sobre lesiones tanto de esmalte como del tercio externo de la dentina, con la finalidad de aislar las lesiones del medio oral y con ello detener su progresión (Innes *et al.*, 2016).

3-La técnica de control de la cavidad sin tratamiento restaurador que tiene el objetivo de facilitar la higiene de la cavidad y el control de la placa bacteriana para, junto a la aplicación de barnices de flúor y un buen control de las técnicas de higiene, lograr la remineralización de los tejidos cariados (Schwendicke *et al.*, 2019). En algunas situaciones, en esta técnica, puede ser necesaria cambiar la forma de la cavitación provocada por la caries, abriendo sus márgenes con la finalidad de facilitar la higiene (Santamaria *et al.*, 2015; Van Strijp y Loveren, 2018). Es un tipo de tratamiento bien tolerado por los pacientes, especialmente cuando tienen un bajo grado de cooperación. Sin embargo, requiere de un control exhaustivo en la evolución de las lesiones y de la colaboración de los padres en la higiene. Además, no se considera un tratamiento definitivo, está aún muy poco investigado y no se conoce por gran parte de los dentistas (Hilgert *et al.*, 2014; Santamaría *et al.*, 2015).

4- La técnica de Hall, introducida por la Dra. Norna Hall, en Escocia, en el 2006 (El-Housseiny, 2020), consistente en colocar coronas de acero en molares temporales afectados por lesiones interproximales de caries, sin signos de afectación pulpar, con el objetivo de aislar el tejido cariado del medio oral y detener las lesiones. Dichas coronas deben colocarse sin anestesia local y sin previa preparación dentaria, y se cementan con cemento de ionómero de vidrio (Araujo *et*

al., 2020; El-Housseiny, 2020). Está especialmente indicada en pacientes con bajo grado de cooperación o con un elevado grado de ansiedad a la anestesia y a los sistemas rotatorios (Santamaría e Innes 2018), y se ha demostrado que es una técnica coste-efectiva a largo plazo ya que evita los retratamientos (Schwendicke *et al., 2019*). Sin embargo, la colocación de las coronas sin anestesia puede resultar molesta para los pacientes (Santamaría e Innes, 2018) y, sobre todo, sus limitaciones estéticas hacen que no sea bien tolerada en todos los sectores de la población, especialmente por los padres de los pacientes y los niños de mayor edad (Maciel *et al., 2017*).

Todas estas técnicas descritas tienen especial utilidad en Odontopediatría, puesto que son poco invasivas para el paciente y no requieren del empleo de anestesia local, estando especialmente indicadas en pacientes poco colaboradores con un elevado grado de ansiedad, discapacidad u otro tipo de limitaciones (económicas, geográficas, sociales...). Sin embargo, tienen otras desventajas ya comentadas que hacen que el tratamiento mediante la remoción de tejidos cariados y el empleo de restauraciones adhesivas siga siendo el más habitual (Schwendicke *et al., 2019; Araujo et al., 2020*).

1.B. 2 Técnicas de remoción del tejido dental cariado

Este tipo de tratamiento implica, normalmente, el empleo de instrumental rotatorio para eliminar el tejido dental cariado, y de anestesia local, así como de la colocación de restauraciones que reemplacen los tejidos perdidos.

Tradicionalmente, la técnica empleada para la eliminación de los tejidos cariados era una técnica no selectiva de eliminación de caries, en la que se removía toda la dentina desmineralizada de una cavidad, hasta alcanzar una dentina dura (Santamaría *et al., 2020*). Actualmente esta técnica está en desuso y no se recomienda más, ya que implica una remoción excesiva de un tejido dentario que tiene capacidad de remineralización. Implica por tanto un sobretratamiento, así como un mayor riesgo de exposición de la pulpa o su afectación a largo plazo (Innes *et al., 2016*).

Hoy en día, gracias a un mejor conocimiento de la etiopatogenia de la enfermedad de la caries dental, la tendencia es realizar una eliminación conservadora del tejido cariado (Santos *et al.*, 2020). La técnica indicada es la remoción selectiva de caries, que consiste en no eliminar completamente la dentina desmineralizada y remineralizable, y crear un sellado hermético entre el tejido dentario remanente y el material de restauración. Mediante esta técnica la periferia de la cavidad debe estar rodeada de la mayor cantidad posible de esmalte sano que permita una buena adhesión, así como de una dentina dura, pero el tejido dentinario se elimina selectivamente en función de la profundidad de la lesión (Innes *et al.* 2016). En el caso de las lesiones superficiales o moderadas que son aquellas que afectan al tercio o dos tercios más superficiales de la dentina, se elimina la dentina blanda hasta llegar a una dentina firme en la base de la cavidad, que ofrece resistencia a la remoción con cucharillas. Sin embargo, en el caso de lesiones más profundas, que radiográficamente alcanzan el tercio más profundo de dentina, se mantiene la dentina blanda sobre el área de la pulpa, con la finalidad de evitar una exposición pulpar y de preservar su vitalidad. (Schwendicke *et al.*, 2016b; Santamaría *et al.*, 2020). Esta es además una técnica especialmente recomendada en Odontopediatría, debido a la facilidad que existe en los dientes temporales, de provocar una exposición pulpar durante los procedimientos operatorios por la cercanía de los cuernos pulpares a los tejidos duros dentales (Santamaría *et al.*, 2020).

Un concepto terapéutico estrechamente relacionado con esta filosofía de remoción del tejido cariado es el llamado tratamiento restaurador atraumático, conocido como ART por sus siglas en inglés (*atraumatic restorative treatment*).

Esta técnica consiste en emplear únicamente cucharillas para eliminar el tejido cariado, y sellarlo mediante restauraciones de ionómero de vidrio de alta viscosidad. Este tipo de tratamiento surgió como una necesidad ante la falta de recursos en países en desarrollo, ya que permite trabajar sin electricidad y, por tanto, sin sistemas rotatorios y también sin anestesia (Frencken, 2017). Pronto, su elevado grado de tolerancia y efectividad en el paciente infantil y filosofía mínimamente invasiva, hicieron que se trasladara a las clínicas dentales modernas (Ebrahimi, Shirazi, Afshari, 2020).

Por todo lo anteriormente expuesto, y teniendo en cuenta que en dentición temporal son frecuentes las lesiones dentinarias en superficies proximales (Dias *et al.*, 2018a), la técnica más indicada en el tratamiento de lesiones cavitadas en dentina sería la eliminación selectiva de caries en función de la profundidad de la lesión cariosa, y la posterior colocación de una restauración que garantice el sellado.

1.B. 3. Restauraciones posteriores directas

Las restauraciones directas se consideran una parte integral del tratamiento de la caries en Odontología pediátrica (Ladewig *et al.*, 2017; Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh, 2019; Pummer *et al.*, 2020a), además de continuar siendo la forma de tratamiento más habitual (Chisini *et al.*, 2018a; Araujo *et al.*, 2020).

El objetivo de las restauraciones, tras la eliminación del tejido cariado, es lograr la detención de la caries cuando existen lesiones cavitadas en dentina, así como recuperar la función durante la masticación, evitando molestias como la sensibilidad o la impactación de alimento. Todo ello siempre unido a las medidas de control de la enfermedad en función de los factores individuales de riesgo de caries para cada paciente (Schwendicke *et al.*, 2016a).

Tradicionalmente, la amalgama de plata fue hasta la década de los 90 el material de elección para restauraciones de dientes temporales posteriores, debido especialmente a sus buenas propiedades mecánicas y su baja sensibilidad a la técnica. Algunos autores, como Fuks y Frencken, lo consideraban el mejor material para restauración de molares temporales, especialmente en las restauraciones de Clase II, en las que la condensabilidad del material facilitaba la obtención de una adecuada reproducción del punto de contacto (Hilgert *et al.*, 2014).

La controversia originada a propósito de su posible toxicidad por mercurio se ha prolongado durante años, marcando claras diferencias entre los distintos países del mundo, a la hora de decidir su empleo terapéutico en Odontología (Buerkle *et al.*, 2005; Käkilehto *et al.*, 2013^a, Björkman *et al.*, 2018).

A pesar de que la evidencia científica ha demostrado que la cantidad de mercurio liberada con restauraciones de amalgama en boca es mínima (Siokis *et al.*, 2004), y que podría mantenerse como un material de restauración adecuado y seguro (DeRouen *et al.*, 2006), tanto la Federación Dental Internacional (FDI), como la Organización Mundial de la Salud (OMS), recomendaron buscar alternativas al uso de la amalgama de plata (Hilgert *et al.*, 2014) debido a su posible toxicidad medioambiental. Finalmente, en marzo de 2017 el Parlamento Europeo tomó las medidas para la regulación del mercurio y ratificaron el tratado de Minamata de 2013, cuyo objetivo fue la reducción generalizada de la liberación de mercurio en el medioambiente (Schwendicke *et al.*, 2018; Pummer *et al.*, 2020a).

Las medidas adoptadas por la normativa europea (Parlamento Europeo, 2017) declaran que la amalgama dental no debe de usarse en las siguientes situaciones:

- Dientes temporales en niños menores de 15 años.
- Mujeres embarazadas o en período de lactancia.
- Excepto cuando sea estrictamente necesario por las necesidades médicas específicas del paciente.

Además de sus potenciales efectos tóxicos, son varios los motivos que hacen que hoy en día consideremos la amalgama de plata como un material de restauración en desuso. Fundamentalmente, la necesidad de realizar preparaciones cavitarias poco conservadoras para proporcionar retención, que contrastan con los principios actuales de Odontología de mínima intervención (Qvist *et al.*, 2010; Käkilehto *et al.*, 2013b), y su color antiestético, unido a la alta demanda de tratamientos estéticos por parte de los pacientes.

Hoy en día, las Facultades y Escuelas de Odontología del mundo entero han adaptado sus enseñanzas a técnicas operatorias menos invasivas, que son factibles gracias al empleo de los materiales adhesivos (Kateeb y Warren, 2019).

Actualmente, por tanto, como alternativa a la amalgama, existe una gran cantidad de materiales adhesivos de mayor o menor calidad estética, que se

mimetizan con el color dentario y que pueden emplearse en la restauración de dientes temporales (Ertugrul *et al.*, 2010; Käkilehto *et al.*, 2013a).

Pero a pesar de sus incuestionables ventajas, los materiales adhesivos son más sensibles a la técnica que la amalgama de plata, especialmente en las restauraciones de Clase II, que se consideran de gran dificultad (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017; El-Housseiny *et al.*, 2019) y, además, son las que tienen una menor longevidad tanto en dentición permanente (Demarco *et al.*, 2007; Chuang *et al.*, 2011) como en dentición temporal (Qvist *et al.* 2004; Raggio *et al.*, 2013; Tal *et al.*, 2017c; Ribeiro, 2018). Esto puede deberse, por un lado, a la dificultad que conlleva la correcta restauración de este tipo de preparación y, por otro, al mayor debilitamiento de la estructura dental (Kopperud *et al.*, 2012), con el consecuente peor soporte de las cargas oclusales (Pinto *et al.*, 2014). Además, esta situación se magnifica en el caso de los molares temporales, en los que la altura de la corona es menor que en molares permanentes, y biomecánicamente están más comprometidos (Ribeiro, 2018); y en los que a la hora de realizar una restauración adecuada son mayores las complicaciones (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017; El-Housseiny *et al.*, 2019).

Todo ello supone que en la práctica clínica los tratamientos restauradores en niños continúen siendo un gran reto para el profesional (Käkilehto *et al.*, 2013a; Hilgert *et al.*, 2016) y que las restauraciones de Clase II sigan siendo un área de creciente investigación, en busca de la permanente mejora de los materiales existentes para realizarlas (Siokis, Michailidis, Kotsanos, 2021).

1.C. Materiales de restauración directa

Distintos factores como son, el intentar preservar la mayor cantidad posible de tejido sano (Santos *et al.*, 2020), junto a la creciente demanda de tratamientos estéticos también en el ámbito de la Odontopediatría (Pummer *et al.*, 2020a), y la prohibición de la amalgama de plata, han hecho que los materiales de restauración más habitualmente usados en dentición temporal sean las resinas compuestas, los cementos de vidrio ionómero modificados o no con resina, y las correspondientes

modificaciones de ambos que han surgido en los últimos tiempos (tanto en su composición como en su técnica de aplicación) (Dermata, Papageorgiou, Kotsanos, 2021; Ehlers *et al.*, 2019; Paganini, Attin, Tauböck, 2020; Siokis, Michailidis, Kotsanos, 2021).

1.C.1. Resinas Compuestas

El composite o resina compuesta se ha definido como “la combinación tridimensional de al menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta que separa ambos componentes” (Lutz and Phillips 1983; Peutzfeldt, 1997). Ocupan un lugar de relevancia en la Odontología dada su amplitud de aplicaciones en diferentes áreas destacando la preventiva, restauradora y protésica. Las resinas compuestas son el material de restauración directa de elección por sus características. Permiten aplicar los principios de una Odontología mínimamente invasiva gracias a que pueden adherirse a los tejidos dentales mediante sistemas adhesivos, poseen unas propiedades mecánicas similares a los tejidos dentales y además imitan las propiedades ópticas de los dientes naturales (Frencken *et al.*, 2012).

Las resinas compuestas comenzaron a comercializarse a mediados de los años 1960, unos años después de que el Dr. Rafael Bowen, en 1956 sintetizara el monómero Bisfenol-A-glicidilmetacrilato (BIS-GMA) (Peutzfeldt, 1997). Originalmente su uso se restringió a la restauración de dientes anteriores, haciéndose muy populares a partir de los años 1970 (Bayne *et al.*, 2019). En poco tiempo, las mejoras en las propiedades físicas de las resinas compuestas permitieron que su uso se extendiera también a los dientes permanentes posteriores. En 1981, la Asociación Dental Americana (ADA) aceptó revisar las guías según las cuales un material de restauración era apto para emplearse en restauraciones de Clases I y de Clase II (Oldenburg, Vann, Dilley 1987; Tonn y Ryge, 1988). Durante estos mismos años, numerosos estudios comenzaron a comparar el comportamiento de las resinas compuestas en molares temporales, con el de la amalgama de plata, demostrando que su uso era válido para dientes temporales (Tonn y Ryge, 1988; Donly, Wild, , Jensen 1990) y observando, además, que el

desgaste del material era más parecido al fisiológico en dentición temporal, que el de la amalgama (Tonn y Ryge, 1988; Oldenburg, Vann, Dilley, 1987; Rastelli, De Sousa Vieira, Rastelli 2001).

A pesar de ello, su incorporación en la práctica clínica diaria para el tratamiento de molares temporales fue mucho más lenta, ya que la amalgama de plata permitía un manejo clínico más rápido y sencillo, y con buenos resultados clínicos, incluso en pacientes poco colaboradores (Buerkle *et al.*, 2005).

Sin embargo, por los motivos previamente expuestos, actualmente su uso es generalizado para restaurar molares temporales (Tran and Messer 2003; Buerkle *et al.*, 2005), considerándose el material de restauración más empleado (Al and Alshraideh, 2019).

1.C.1.1. Composición de las resinas compuestas

La composición básica de las resinas compuestas de uso dental es la mezcla de monómeros, partículas de relleno inorgánico y, un silano o agente de unión que conecta la matriz orgánica con las partículas de relleno (Goldberg, 2008). Además, se añaden otros componentes como el sistema iniciación y activación, que permite la formación del polímero de cadenas cruzadas, estabilizadores, pigmentos e inhibidores de la polimerización (Peutzfeldt, 1997).

Desde hace varios años, y de forma casi constante, los fabricantes introducen cambios en la composición de las resinas compuestas, en el tipo de monómeros empleados, el tamaño, tipo y cantidad de relleno y en los agentes de acoplamiento, con la finalidad de mejorarlas (Borgia, Baron, Borgia, 2017).

Matriz Orgánica

La matriz orgánica de las resinas compuestas o fase continua es una estructura o matriz polimérica, formada por la unión repetida de muchas unidades llamadas monómeros. Estos monómeros, pertenecen a la familia de los metacrilatos, siendo los más usados los dimetacrilatos (Ferracane, 2011).

Durante varias décadas la molécula de BIS-GMA ha sido el monómero más empleado en las resinas compuestas (Ferracane, 2011). El llamado monómero de Bowen es un dimetacrilato que corresponde a la formulación: 2,2-bis[4-(2-hidroxi-3-metacriloyloxy) fenyl] propano (Ilie y Hickel, 2011) y procede de la reacción del bisfenol A y el éster de glicidil metacrilato. Entre sus ventajas se encuentran su elevada dureza, baja contracción y toxicidad debida a su volatilidad y difusión en los tejidos (Sideridou, Tserki, y Papanastasiou, 2002). Sin embargo, su cadena polimérica es larga y posee un alto peso molecular, lo que hace que, junto al anillo de bisfenol A, tenga una elevada viscosidad que impide una incorporación adecuada de las partículas de relleno inorgánico. Por ello, se emplean otros monómeros de más bajo peso molecular con los que se mezcla para diluirlo (Sideridou, Tserki, y Papanastasiou, 2002; Ferracane, 2011). El monómero más empleado como diluyente es otro dimetacrilato llamado TEGDMA (triétilen glicol dimetacrilato) (Sideridou, Tserki, y Papanastasiou, 2002; Gonçalves *et al.*, 2009), pero se ha demostrado que aumenta el grado de conversión y, por tanto, la contracción de polimerización (Gonçalves *et al.*, 2009), además de la sorción acuosa (Sideridou, Tserki, y Papanastasiou, 2002). Por tanto, es habitual que otros monómeros de bajo peso molecular y baja viscosidad sustituyan parcial o totalmente al TEGDMA en diversas formulaciones (Gonçalves *et al.*, 2009), como son UDMA (uretano dimetacrilato) o BIS-EMA (dimetacrilato de bisfenol A etoxilado) (Amirouche-Korichi, Mouzali, Watts, 2009; Ferracane, 2011).

Esta fase continua incluye, además, el sistema de iniciación-activación de la reacción de polimerización, que produce el desdoblamiento de los dobles enlaces de carbono de los monómeros, iniciando la reacción química que conlleva la formación de un polímero de cadenas cruzadas.

Los composites pueden polimerizarse de tres formas diferentes según el sistema de iniciación que posean: autocurado, termocurado o fotocurado.

La mayoría de los composites actuales empleados para restauraciones directas son de fotocurado y se activan mediante la aplicación de una luz, siendo el fotoactivador más común la canforoquinona, acelerada normalmente por una amina terciaria (Ferracane, 2011). Sin embargo, el color amarillo de la canforoquinona

afecta al color final de la resina compuesta, limitando su concentración, y haciendo que esto afecte al grado final de polimerización (Schneider *et al.*, 2008). Por ello, aparecen nuevas fórmulas comerciales con otros fotoiniciadores como PPD (1-fenyl-1,2-propanodiona), lucerina TPO (óxido de monoacilfosfina) e Irgacure 819 (óxido bisacilfosfina) (Ferracane, 2011).

El sistema fotoiniciador se activa con la aplicación de una energía lumínica, normalmente con una longitud de onda entre los 400-500 nm, generando radicales libres que rompen los dobles enlaces de carbono-carbono de los monómeros, promoviendo la formación de cadenas cruzadas de polímeros al reaccionar y al unirse con otros monómeros (Braga, Ballester, Ferracane, 2005; Xu *et al.*, 2020). Al mismo tiempo, los aceleradores permiten que la reacción se produzca en menor tiempo.

Conforme avanza la reacción de polimerización, las cadenas de polímeros se vuelven más rígidas, dificultando el posicionamiento de las moléculas para formar nuevos enlaces. Esto implica que no todos los monómeros se transforman en polímero y que queden dobles enlaces residuales (C=C) en el producto final. En función de la cantidad de monómeros que se transformen en polímero se define la extensión de la reacción o el grado de conversión de la resina. A mayor cantidad de monómeros que logran romper sus dobles enlaces, mayor grado de conversión (Xu *et al.*, 2020). Por tanto, una polimerización adecuada se traduce en un elevado grado de conversión, y este un factor crucial para lograr propiedades óptimas de las resinas compuestas tanto físicas (Ceballos *et al.*, 2007), como de biocompatibilidad (Aminoroaya, Neisiany, Nouri, 2020).

Al mismo tiempo, durante el proceso de polimerización, la formación de enlaces covalentes de los monómeros hace que la distancia entre las moléculas se acorte, conduciendo a una reducción del volumen libre y provocando una contracción volumétrica en la red final del polímero. La contracción de polimerización es un fenómeno complejo, y debido a que se produce en la matriz orgánica, los sistemas con más carga o cantidad de relleno, y menos matriz orgánica, presentan cambios volumétricos menores (Lee *et al.*, 2008, Gonçalves *et al.*, 2009). En los últimos años, se han realizado importantes mejoras en la fracción orgánica de

las resinas, con el objetivo de lograr sistemas de baja contracción de polimerización y estrés de contracción, pero manteniendo niveles adecuados de grado de conversión (Ferracane, 2011).

A la contracción volumétrica producida durante la polimerización se asocia el estrés de contracción. Dicho estrés surge por el hecho de que el material no está libre, sino adherido y confinado en la correspondiente preparación cavitaria (Chuang, Chang, y Chen, 2011). Según Bowen el confinamiento del material en una cavidad es el principal factor asociado al estrés de contracción (Bowen, 1967).

El estrés de contracción es uno de los mayores problemas de las resinas compuestas y puede tener graves consecuencias clínicas debido a la formación de brechas en la interfase entre el diente y la restauración (Feng, Suh, y Shortall 2010; Rizzante *et al.*, 2019), que provocan de forma habitual situaciones como sensibilidad postoperatoria y microfiltración marginal (Soares *et al.*, 2017).

Por este motivo, el estrés de contracción es uno de los problemas más estudiados en las resinas compuestas (Van Ende *et al.*, 2017), y continúa siendo motivo de mejora.

El composite ideal sería, por tanto, el que tuviera una menor contracción de polimerización con un mayor grado de conversión, lo cual resulta antagónico, ya que cuando existe un mayor grado de conversión de monómeros en polímeros, se produce una mayor contracción de la red polimérica (Amirouche-Korichi, Mouzali, y Watts, 2009).

Además de todas las mejoras en la matriz orgánica que durante años se han investigado para mejorar el estrés de contracción, una de las estrategias creadas para compensarlo es la forma en la que el composite se inserta en la preparación cavitaria, como se explica más adelante.

A esta fase orgánica se le incorporan además otros componentes como los inhibidores de la polimerización (fenoles como el BHT y la hidroquinona) para evitar la polimerización prematura durante su inserción.

Partículas de relleno inorgánico

Constituyen la fase dispersa del composite. Los componentes inorgánicos o partículas de relleno permiten reducir la cantidad de monómeros de las resinas compuestas y, con ello, la contracción de polimerización. La proporción, el tamaño y la forma de las partículas de relleno influyen en propiedades mecánicas y físicas de las resinas compuestas como son la dureza, la elasticidad, la resistencia al desgaste, la radiopacidad, el pulido y características ópticas (Lu *et al.*, 2006).

Las partículas de relleno más comunes se componen de cuarzo, sílice (SiO_2), zirconio, silicato de bario o de estroncio, cristales de fluorosilicato o de borosilicato, de litio-aluminio-silicato de cuarzo molidos, fluoruro de iterbio y borohidruro de litio (Yoshida, Tanagawa, Atsuta, 2001; Goldberg, 2008; Ruivo *et al.*, 2019). Otros tipos de relleno como las fibras de vidrio, polímeros de nanofibras y nanopartículas de titanio, se añaden con la finalidad de mejorar las propiedades del relleno (Ferracane, 2011).

Tradicionalmente, las resinas compuestas se han clasificado en función del tamaño de las partículas de relleno. De esta forma los composites podían ser: de macrorrelleno (tamaño de 10-50 μm), eran resistentes, pero tenían difícil pulido y un desgaste acusado; de microrrelleno (tamaño de 40 nm), tenían un buen pulido, pero eran frágiles; o híbridos (tamaño mayor a 1 μm), que combinaban el tamaño de partícula de los dos anteriores, equilibrando algo mejor resistencia y pulido.

El hecho de que las partículas de relleno inorgánico sean las responsables de muchas de las propiedades mecánicas de los composites, justifica la constante innovación y optimización de distintos tipos de rellenos que varían en forma y tamaño (Hong *et al.*, 2020). Por tanto, el tamaño de estas partículas se ha ido reduciendo y modificando a lo largo de los años (Lu *et al.*, 2006; Ilie e Hickel, 2011; Ruivo *et al.*, 2019), permitiendo que actualmente, existan composites con excelentes propiedades tanto de resistencia como de estética y pulido.

Los composites empleados hoy en día son fundamentalmente los microhíbridos, los de nanorrelleno y los nanohíbridos.

En los composites microhíbridos el tamaño de partícula se fue refinando poco a poco mediante técnicas de triturado y fresado, originando partículas de tamaño inferior a la micra, con un tamaño medio entre 0.4 y 1 μm . Inicialmente llamados *minirrellenos* terminaron por designarse como microhíbridos, y por considerarse composites universales, ya que pueden emplearse tanto en el sector anterior como en el posterior, y combinan propiedades adecuadas de resistencia y de pulido (Lu *et al.*, 2006; Ferracane, 2011). La mayoría de los rellenos en los composites microhíbridos son partículas de vidrio triturado de morfología irregular (Lu *et al.*, 2006).

Los composites de nanorrelleno de más reciente desarrollo tienen partículas pertenecientes a la escala nanométrica (1-100 nm), ofreciendo una excelente estética y pulido, así como muy adecuada resistencia al desgaste y a la fractura (Alzraikat *et al.*, 2018). La mayoría de los fabricantes modificaron las formulaciones de sus composites microhíbridos para añadir nanopartículas y partículas de resina prepolimerizadas, similares a las de los composites de microrrelleno, resultando de esta combinación los llamados composites nanohíbridos (Jack L. Ferracane 2011; Alzraikat *et al.*, 2018).

En general, los composites microhíbridos y los nanohíbridos presentan propiedades y características muy similares, y son difíciles de diferenciar (Ferracane, 2011; Ruivo *et al.*, 2019). Ambos tipos de composites son los más empleados actualmente con excelentes resultados en todo tipo de restauraciones (Krämer *et al.*, 2009; Van Dijken y Pallesen, 2013; Alzraikat *et al.*, 2018).

Agentes de acoplamiento

La matriz inorgánica de resina y las partículas de relleno inorgánico no presentan adhesión entre sí, ya que no son compatibles químicamente. Para que esta unión sea posible las partículas de relleno se recubren mediante agentes de acoplamiento o silanos, moléculas bipolares que poseen en un extremo un grupo silanol (Si-OH) por el que se une a las partículas de relleno inorgánico y en el otro extremo, un grupo metacrilato que permite la unión con los monómeros mediante enlaces covalentes (Schneider, Cavalcante, Silikas, 2010; Matinlinna, Lung, Tsoi,

2018). El más habitual de estos agentes es el gamma-metacriloxipropil trimetoxisilano o MPS (Ferracane 1995; Schneider, Cavalcante, Silikas, 2010).

La misión principal de los silanos es la unión de las fases orgánica e inorgánica, pero debe tenerse en cuenta que las modificaciones que sufra el silano en esta interfase pueden influir en las propiedades del composite. El silano refuerza al composite, evitando que las fracturas se produzcan en la zona de la interfase (Karabela y Sideridou, 2011).

1.C.1. 2. Clasificación de las resinas compuestas para su uso en restauraciones posteriores

En función de su viscosidad

La cantidad o porcentaje de relleno de un composite también determina su consistencia y fluidez y permite clasificarlos en: *compactables*, *convencionales* o *fluidos*.

Los composites compactables son resinas compuestas de alto porcentaje de relleno, que además incorporan partículas de mayor tamaño y con textura en superficie. Surgieron con la idea de que se pudieran manipular igual que la amalgama en las restauraciones proximales, empujando o *condensando* el material contra la matriz y así reproducir mejor los puntos de contacto, por lo que erróneamente se les llamó condensables. Sin embargo, los resultados obtenidos con ellos no fueron homogéneos y no aportaban tantas ventajas sobre los convencionales como se creía al principio (Burke, Mackenzie, Sands, 2013).

Los composites convencionales o modelables tienen proporciones aproximadas de relleno inorgánico de un 60% en volumen y son los más ampliamente usados en las restauraciones, tanto de dientes posteriores como anteriores, por sus excelentes propiedades (Adabo *et al.*, 2003; Shouha, Swain, Ellakwa, 2014).

Los llamados composites fluidos se caracterizan por presentar una baja viscosidad, reduciendo el contenido inorgánico de la mezcla entre un 20-25% respecto a los composites convencionales, y añadiendo otros agentes como surfactantes (Ferracane, 2011). A diferencia de los composites convencionales, pueden colocarse mediante jeringas de punta fina con la finalidad de adaptarse a pequeños espacios. Aunque tradicionalmente la reducción en los porcentajes de relleno empeoraba sus propiedades mecánicas y aumentaba la contracción de polimerización (Van Ende *et al.*, 2013), hoy en día ya existen formulaciones mejoradas, con buenas propiedades mecánicas, que permiten su empleo incluso en cavidades conservadoras en sectores posteriores (Dyonisopoulos, 2021).

En función de la técnica de inserción empleada

- Técnica incremental

Hasta ahora, la técnica incremental ha sido aceptada durante mucho tiempo como la técnica estándar para la inserción de las resinas compuestas en las preparaciones cavitarias. Esta técnica implica la colocación de incrementos de resina, en disposición oblicua u horizontal, de no más de 2 mm de espesor, seguida de la fotopolimerización de cada uno de ellos durante 40 segundos. De esta forma se continúa insertando y polimerizando un incremento tras otro hasta que se obtura completamente la cavidad (El-Safty *et al.*, 2012; Finan *et al.*, 2013). Permite, por un lado, una correcta polimerización de la resina compuesta y con ello unas adecuadas propiedades físicas de la misma (El-Safty *et al.*, 2012). Por otro lado, es una estrategia que disminuye el estrés de contracción que tiene lugar durante la polimerización, ya que el volumen de la resina insertada en cada incremento es menor que si se insertara en bloque y, por tanto, también menor la contracción (Ferracane *et al.*, 2017). Además, dicho estrés está muy relacionado con la geometría de la cavidad y el número de superficies a las que se adhiere (Park *et al.*, 2008; Van Ende *et al.*, 2013).

En 1987, Feilzer *et al.*, publicaron un estudio en el que demostraban que la magnitud del estrés de contracción podía estimarse en base a la proporción establecida entre el número de superficies adheridas de una restauración y el

número de superficies no adheridas. A esta ratio, se le denominó *factor de configuración cavitaria o factor C* (Feilzer, de Gee, and Davidson 1987).

Las superficies libres o no adheridas facilitan la deformación plástica de la resina compuesta reduciendo el estrés final de la restauración (Chuang, Chang, y Chen, 2011). De esta forma, cuanto menor es el número de superficies adheridas, más bajo es el factor C y el estrés de contracción disminuye. La disposición de los incrementos de resina según la técnica incremental evita en lo posible el contacto entre paredes opuestas de la misma cavidad, disminuyendo el estrés de contracción.

La técnica incremental ha sido, por tanto, el estándar para prevenir la formación de brechas (*gaps*) debido al estrés de polimerización, y para lograr una correcta adhesión al tejido dentario (Van Ende *et al.*, 2013).

A pesar de estos beneficios, la técnica incremental tiene desventajas. Entre ellas destacan el tiempo requerido para colocar y polimerizar cada una de las capas de resina compuesta, y la dificultad de inserción en cavidades muy conservadoras (El-Safty, Silikas, *et al.*, 2012). Además, existe la posibilidad de contaminación o atrapamiento de aire entre las distintas capas de composite (Finan *et al.*, 2013; Santos *et al.*, 2019). Considerando que el tiempo de trabajo es limitado en el paciente infantil y que las cavidades no son de gran tamaño, la técnica incremental es una gran desventaja en los tratamientos restauradores en Odontopediatría. Por otro lado, la eficacia de la técnica ya ha sido cuestionada y sería solo relevante en cavidades de gran tamaño (Kwon, Ferracane, Lee, 2012).

- Técnica de inserción en bloque

Este tipo de técnica de inserción de las resinas compuestas es posible desde el desarrollo de los composites de tipo *bulk-fill*, de origen relativamente reciente en el mercado. Los composites de tipo *bulk-fill*, aparecen con la finalidad de simplificar el proceso de obturación y acortar los tiempos de trabajo en el gabinete dental (*tiempo de sillón*) (Ehlers *et al.*, 2019; Bellinaso, Soares, Olivera, 2019).

Puesto que son propósito de nuestro estudio, este tipo de resinas compuestas merecen una explicación detallada.

Los composites *bulk-fill* ofrecen la ventaja de poder colocarse en bloque, en un único incremento de hasta 4-5 mm de espesor y fotopolimerizarse en un solo paso, sin que se vea comprometido su grado de conversión ni, por tanto, sus propiedades mecánicas (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017; Santos *et al.*, 2019). Incluso se ha demostrado que, en espesores similares, su grado de conversión es superior al de los composites convencionales de nanorrelleno (Ilie, Bucuta, Draenert, 2013; Van Ende *et al.*, 2017; Cidreira Boaro *et al.*, 2019). Además, su empleo minimiza la formación de burbujas y el atrapamiento de aire que tiene lugar durante la técnica incremental (Jung y Park, 2017), así como, teóricamente, disminuye las posibilidades de cometer otros errores técnicos entre cada capa de resina compuesta (contaminación, deficiente fotopolimerización...) (Van Ende *et al.*, 2017).

A pesar del mayor espesor de los incrementos, los composites *bulk-fill* sufren una contracción de polimerización menor que la de los composites convencionales usados mediante técnica incremental (Van Ende *et al.*, 2013; Kruly *et al.*, 2018; Hacer Balkaya, Arslan, Pala, 2019).

Para que esto sea posible se han introducido distintos tipos de modificaciones en su composición química que dependen de las distintas presentaciones comerciales (Fugolin y Pfeifer 2017). En general se ha aumentado su traslucidez, permitiendo una mayor transmisión de la luz (Fronza *et al.*, 2015), aunque esta modificación hace que en algunas situaciones la estética pueda estar comprometida debido a un aspecto más grisáceo (Van Ende *et al.*, 2017). Otras modificaciones que se han introducido incluyen: la optimización de los sistemas iniciadores con una mayor concentración de los tradicionales o con nuevos fotoiniciadores; el empleo de sistemas con un menor porcentaje de relleno, pero con partículas de mayor tamaño o más traslúcidas (Fugolin y Pfeifer 2017; Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017); y cambios en la composición química de la matriz, con monómeros especiales que alivian el estrés de polimerización (Fronza *et al.*, 2015; Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017).

Los primeros composites *bulk-fill* que se crearon eran fluidos y debido a su bajo contenido en relleno y baja resistencia al desgaste debían cubrirse con una capa

externa de composite convencional (van Dijken y Pallesen 2015; Ehlers *et al.*, 2019); por ello se conocen también como composites *bulk-fill fluidos o de base* (Van Ende *et al.*, 2017).

Los composites *bulk-fill fluidos* tendrían ciertas limitaciones debido a sus propiedades mecánicas si no se protegen con una capa final de un composite convencional (Van Ende *et al.*, 2017); aunque a partir del 2014 algunos fabricantes ampliaron las indicaciones de los composites *bulk-fill fluidos*, en dentición temporal, tanto a restauraciones de clase I como II, sin necesidad de recubrimiento con un composite convencional (Ehlers *et al.*, 2019). El primer composite en aparecer en el mercado fue el SDR Flow+ o *Smart Dentin Replacement* (Dentsply Sirona), que es el composite de tipo *bulk-fill* más testado de todos y, por tanto, más presente en la literatura (Van Ende *et al.*, 2017).

Los estudios clínicos que evaluaron el composite *bulk-fill* fluido SDR Flow+ no mostraron diferencias respecto a los composites convencionales (van Dijken y Pallesen, 2015; 2016). Sin embargo, hay que tener en cuenta que este tipo de composite es fluido y además necesita de la cobertura con uno convencional, con lo que este hecho podría enmascarar los resultados de los estudios realizados.

Otros ejemplos son: el X-tra base (Voco), Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer) o el Filtek Bulk Fill Flow (3M Oral Care).

Por otro lado, en muy poco tiempo aparecieron en el mercado los composites *bulk-fill* de media-alta viscosidad que no necesitan una cobertura final (Ehlers *et al.*, 2019), y que podrían considerarse los verdaderos composites *bulk-fill* porque son los que realmente permiten realizar la obturación en un solo bloque o un solo incremento (Van Ende *et al.*, 2017). Estos últimos tienen una mayor carga de relleno que los hace más resistentes al desgaste, además, su mayor viscosidad permite que sean modelables (Van Ende *et al.*, 2017) y esto hace que sean los más indicados para su empleo en sectores posteriores (Cerdeira-Rizo *et al.*, 2019).

En restauraciones posteriores, los composites de tipo *bulk-fill* de alta viscosidad reducen el estrés de polimerización (Fronza *et al.*, 2015; Lins *et al.*, 2019) y aumentan la resistencia a la fractura (Rosatto *et al.*, 2015; Van Ende *et al.*, 2017;

Bin *et al.*, 2020), así como presentan unos mayores valores de dureza frente a los composites convencionales de la misma consistencia (Osiewicz *et al.*, 2021).

Algunos ejemplos de este tipo de resinas *bulk-fill* de alta viscosidad son: Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar-Vivadent), X-tra Fil (Voco), Quix Fill Posterior (Dentsply), SonicFill 3 (Kerr) o Filtek Bulk Fill Posterior (3M Oral Care) que será el que evaluemos en el presente estudio.

La empresa 3M Oral Care introduce el composite Filtek Bulk Fill Posterior, basándose en el sistema de relleno de otra de sus resinas compuestas convencionales (Filtek Supreme XT®), pero variando la composición de la matriz (Elshazly *et al.* 2020). En dicha matriz inorgánica introduce al menos un monómero capaz de fragmentarse de forma adicional durante la formación de cadenas poliméricas. El principal efecto de este mecanismo químico es que la red covalente se vuelve capaz de adaptarse al estrés de contracción, mediante la rotura y nueva formación de enlaces (Fugolin y Pfeifer, 2017), sin alterar las propiedades mecánicas y reduciendo hasta un 30% el estrés de polimerización (Park *et al.*, 2013).

La gran aceptación de este tipo de resina compuesta, así como su evolución y mejora constantes han hecho que desde que iniciamos el presente trabajo de investigación hasta ahora, haya cambiado su nombre adaptándose a una nueva versión mejorada, el Filtek One Bulk Fill (3 M Oral Care); en la que se han logrado mejores propiedades ópticas disminuyendo su traslucidez.

La mayoría de los estudios que evalúan estos composites de tipo *bulk-fill* se han realizado en el laboratorio, pero son escasos los ensayos clínicos disponibles.

De acuerdo con la literatura, podría decirse que el comportamiento de los composites de tipo *bulk-fill*, tanto fluidos como de media-alta viscosidad, en los estudios de laboratorio es similar, o incluso mejor al de los composites convencionales, específicamente al comparar: el grado de conversión, el estrés de contracción, la formación de brechas, la deflexión cuspídea, la resistencia a la flexión y a la fractura (Cidreira Boaro *et al.*, 2019); así como las propiedades marginales, en restauraciones de Clase II (Gerula-szymańska *et al.*, 2020).

También en dentición temporal los estudios *in vitro* realizados han obtenido resultados favorables para las resinas compuestas de tipo *bulk-fill* en general. Estos estudios de laboratorio han mostrado similares características de la interfase que con los composites convencionales, tanto para los composites *bulk-fill* fluidos (Gopinath 2017, Gaintantzopoulou, Gopinath, Zinelis 2017) como para los modelables (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017). Sin embargo, uno de los estudios más recientes, sí que observó diferencias en la adaptación y tinción marginal, entre los composites *bulk-fill* modelables y los fluidos. Este estudio concluyó que los mejores valores de adaptación fueron para los modelables y no recomendó el uso de los fluidos en molares temporales (Paganini, Attin, Tauböck, 2020).

Clínicamente, una revisión sistemática y metaanálisis en dentición permanente, realizada por Siokis *et al.*, en 2019 reveló un comportamiento similar en sectores posteriores, para composites *bulk-fill* de todo tipo, y composites convencionales, durante un período de 12 a 72 meses (Siokis *et al.*, 2019). Estos resultados coinciden con los de otra revisión realizada por Arbildo-Vega *et al.*, 2020 en la que también se incluyeron dos estudios realizados en dentición temporal (Arbildo-vega *et al.*, 2020).

Por último, la revisión sistemática más reciente compara en resinas compuestas convencionales y de tipo *bulk-fill*, las características de las interfases generadas, en estudios clínicos. Aunque los resultados deben de ser interpretados con precaución, esta revisión sistemática concluye que los composites de tipo *bulk-fill* no mejorarían la adaptación marginal respecto a los convencionales, pero sí la descoloración marginal y la formación de caries recurrentes (Zotti *et al.*, 2021).

En dentición temporal, los estudios clínicos son mucho menos habituales, y se han realizado a corto plazo a lo largo de un año (Ehlers *et al.*, 2019; Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Akman y ,Tosun 2020), También muestran un comportamiento adecuado de los composites *bulk-fill* de todo tipo, y los resultados obtenidos en todos ellos han sido similares, e incluso mejores que con los composites tradicionales colocados mediante la técnica incremental.

En función del color

Con la finalidad de imitar la gran variedad de color de los dientes naturales, los fabricantes producen resinas compuestas de distintas tonalidades, utilizando fundamentalmente la guía Vita Clásica como referencia. Igualmente se fabrican en distintos grados de translucidez, distinguiéndose los composites translúcidos, de esmalte, *body* o cuerpo y de dentina, que, se usan para mimetizarse tanto con el esmalte como con la dentina (Abreu *et al.*, 2020).

Para ello se utilizan distintos tipos de pigmentos, y de tamaños de partículas de relleno que se incorporan a la composición de las resinas compuestas, con el objetivo de alcanzar un óptimo resultado estético en cada situación clínica (Saegusa *et al.*, 2021).

Tradicionalmente, estos diferentes tonos y opacidades se han combinado en distintos incrementos mediante la técnica multicapas o de estratificación, con la finalidad de lograr un color final idéntico al del diente a imitar. Sin embargo, esta técnica requiere de una determinación muy precisa del color, así como de una gran habilidad del clínico que con frecuencia aumenta los costes y el tiempo de tratamiento (Lucena *et al.*, 2021).

Actualmente, con la finalidad de simplificar los tratamientos, y de facilitar la elección del color de la resina compuesta, la tendencia es emplear una técnica menos sensible y más eficiente.

Los primeros composites de este tipo que aparecieron redujeron mucho la gama de tonalidades disponibles, de forma que uno de sus tonos equivalía a varias tonalidades de las recomendadas en la guía Vita Clásica. Más recientemente, se han desarrollado los composites denominados *universales* y *monocromáticos* que tienen la gran ventaja de que reproducen mejor el color del tejido dental adyacente, mimetizándose con los tejidos dentarios y creando un *efecto camaleónico* (Pereira Sanchez, Powers, Paravina, 2019). De esta forma, con un único color pueden simular todos los tonos de la gama cromática clásica, desde el A1 hasta el D4, ya que tienen la capacidad de integrarse perfectamente en los tejidos circundantes,

independientemente del color del diente a tratar (Abreu *et al.*, 2020; Lucena *et al.*, 2021).

El ejemplo más característico de composite universal es el Omnicroma (Tokuyama Dental), que no tiene pigmentos y sus propiedades ópticas se obtienen gracias a la disposición uniforme de partículas esféricas de 260 nm de SiO₂ y ZrO₂ (Lucena *et al.*, 2021).

1.C.1.3. Propiedades y características de manipulación de las resinas compuestas

Las resinas compuestas actuales tienen muy buenas propiedades mecánicas y se ha logrado una gran mejora en propiedades relevantes para la supervivencia de las restauraciones, como son la resistencia al desgaste y a la fractura (Borgia, Baron, Borgia, 2017).

La resistencia al desgaste es la cualidad del material que le permite resistir a la degradación producida por las fuerzas masticatorias, los fluidos orales y la abrasión (Chang, Dennison, Yaman, 2013). El tamaño, la forma y la dureza de las partículas de relleno, la dinámica de la polimerización y la calidad de la unión entre relleno y matriz influyen directamente en el desgaste de una resina compuesta (Ilie y Hickel 2009). La disminución en el tamaño y el refuerzo de las partículas de relleno han permitido que los composites tengan una muy buena resistencia al desgaste y muy buen pulido (Dyonisopoulos, 2021).

Además, las propiedades de superficie de una resina compuesta contribuyen al mantenimiento de su estética, ya que los cambios en la estructura superficial del material pueden inducir a la retención de placa bacteriana y a las tinciones (Takamizawa, Ishii, Tamura, 2021).

Por otra parte, la resistencia del material a la propagación de *cracks* a partir de un defecto de un tamaño concreto, determina su resistencia a la fractura (Ilie *et al.*, 2017). Es, por tanto, una propiedad importante en un material ya que tiene correlación con el *chipping* intraoral o astillado que se produce a nivel de los

márgenes cavitarios (Ferracane, 2011) y ha demostrado correlación clínica con las fracturas de las restauraciones en sectores posteriores (Heintze *et al.*, 2016). La resistencia a la fractura de los composites debería de ser lo más parecida posible a la del sustrato, y aunque aún dista de alcanzar los valores ideales, se ha incrementado mediante la incorporación de nanorrellenos, nanoestructuras de relleno poroso y fibras reforzadas, permitiendo un comportamiento clínico muy favorable (Aminoroaya, Neisiany, Nouri, 2020).

Otras propiedades muy relacionadas con las anteriores y que influyen en el comportamiento mecánico de las resinas compuestas son la dureza, el módulo de elasticidad y la fatiga (Ilie *et al.*, 2017), que han mostrado ser bastante variables en los estudios *in vitro* y continúan investigándose para su permanente mejora (da Rosa *et al.*, 2011). En términos muy generales, podríamos afirmar que los composites con un mayor módulo de elasticidad (vinculado a su vez a un mayor porcentaje de relleno inorgánico) responden mejor a la fatiga cíclica y tienen, por tanto, una mayor resistencia a la fractura (da Rosa *et al.*, 2011).

Algunas propiedades de los composites influyen de forma muy directa en su manipulación y adaptación en el interior de la cavidad. Son las conocidas como propiedades reológicas del material, entre las que destacan la pegajosidad, la viscosidad y la porosidad que están muy relacionadas entre sí (Ferracane *et al.*, 2017; Aminoroaya, Neisiany, Nouri, 2020).

La pegajosidad es la tendencia que tiene el composite a quedarse unido a un instrumento cuando se pretende insertar en una cavidad, y está muy influenciada por la temperatura del composite, la velocidad de inserción y retirada del instrumento, así como la rugosidad del composite (Ferracane *et al.*, 2017). Además, la formación de poros o burbujas está relacionada con la pegajosidad del material; ya que, si éste no adapta correctamente en la cavidad porque tiende a adherirse al instrumental, entrará aire, formando microespacios vacíos, que podrían tener consecuencias clínicas (Ferracane *et al.*, 2017).

La viscosidad es la resistencia que ofrece un material a fluir y está muy vinculada, por tanto, con la capacidad que tiene una resina compuesta de mantener su forma antes de ser fotocurada (Ferracane *et al.*, 2017; Aminoroaya, Neisiany,

Nouri, 2020). Como ya se ha comentado, en función de las indicaciones del material, y para qué tipo de cavidad o tratamiento se vayan a emplear, puede interesar una mayor o menor viscosidad de la resina compuesta (Ferracane *et al.*, 2017).

Por último, teniendo en cuenta que la caries secundaria es uno de los motivos más frecuentes de fracaso de las restauraciones de composite, se investiga el desarrollo de resinas compuestas novedosas con propiedades antibacterianas, obteniendo resultados prometedores (Cheng *et al.*, 2012; Huang *et al.* 2016). Además, recientemente se han presentado composites en fase de investigación con capacidad autorreparadora, que permitirían reparar los *cracks* y controlar su propagación en el resto de la restauración (Esmaeely Neisiany *et al.*, 2020).

El empeño constante en solucionar o minimizar los inconvenientes de los composites (Alvanforoush y Palamara, 2017) y facilitar su manejo técnico, ha logrado por tanto una evolución exponencial de los mismos en la última década. (Yadav y Kumar 2019; Arbildo-vega *et al.*, 2020). Esto ha permitido su empleo tanto en sectores anteriores como posteriores (Ferracane, 2011), así como una muy buena estabilidad y mantenimiento de las restauraciones a lo largo del tiempo (Donly, 2015).

Sin embargo, una de las limitaciones aún no superadas de las resinas compuestas sigue siendo la contracción de polimerización y el estrés de contracción vinculado a la misma (Yamamoto *et al.*, 2018; Cidreira Boaro *et al.*, 2019), así como la falta de condensabilidad debida a sus propiedades viscoelásticas (El-Shamy *et al.*, 2019). Estos condicionantes tienen especial repercusión en las restauraciones proximales, en las que sigue siendo un reto el lograr una adaptación adecuada del material en las paredes cavitarias (Patras y Doukoudakis, 2012), y con ello una adecuada reproducción del punto de contacto entre dientes (Demarco *et al.*, 2007).

Además, a ello se suma la elevada exigencia técnica de este tipo de materiales, que especialmente en pacientes infantiles de bajo grado de cooperación, o en situaciones en las que no se puede hacer un aislamiento absoluto, pueden motivar el fracaso de la restauración (Dermata *et al.*, 2018).

La fractura de las restauraciones de resina compuesta y la caries secundaria continúan siendo las causas de fracaso más frecuentes en sectores posteriores, y especialmente en restauraciones de Clase II; tanto en dientes permanentes (Ilie e Hickel 2009; Beck *et al.*, 2015; Cumerlato *et al.*, 2019) como en dientes temporales (Raggio *et al.*, 2013; Tal *et al.*, 2017c; Ribeiro, 2018). Sin embargo, son varios los estudios recientes que inciden en otros factores etiológicos asociadas a estos fallos, como pueden ser el riesgo de caries, los hábitos del paciente y la habilidad y experiencia del odontólogo, más que las propiedades del material (Opdam, 2014; Wierichs y Kramer, 2020). Esta situación es especialmente relevante una vez más, en el paciente pediátrico, en el que el control de hábitos y, por ende, la evolución de la enfermedad, así como la técnica operatoria son más complicados (Chisini *et al.*, 2018a; Bayram, 2021).

En definitiva, las resinas compuestas han mostrado en los últimos tiempos tasas de fracaso anuales muy bajas en estudios longitudinales (Borgia, Baron, Borgia, 2017) y revisiones sistemáticas (Opdam, 2014; da Veiga *et al.*, 2016) que oscilan del 1,6 al 2,2 % a los 20 años para restauraciones directas de resina compuesta en dientes permanentes vitales.

En los dientes temporales, sin embargo, las tasas de supervivencia no están tan claras, y en la revisión sistemática realizada en el año 2018 por Chisini *et al.*, 2018 se observaron porcentajes muy variables de fracaso anual, que oscilaban entre el 1.7% y el 12.9%. Los elevados índices de fracaso en dentición temporal obtenidos en el caso de las resinas compuestas se asociaron en esta revisión sistemática, al difícil manejo del paciente pediátrico y la elevada sensibilidad del material a la técnica, más que a sus propiedades físicoquímicas (Chisini *et al.*, 2018a).

1.C. 2. Cementos de ionómero de vidrio

A principio de los años 1970, McLean y Wilson desarrollaron un cemento formado por ácido polialquenoico y partículas de vidrio, conocido como *ionómero de vidrio* (Webman *et al.*, 2016; Tal *et al.*, 2017c). Según la Organización Internacional para la Estandarización (ISO), este término no es estrictamente

correcto, y estos materiales deberían designarse como *cementos de vidrio polialquenoicos* (Kielbassa *et al.*, 2021), pero a pesar de ello, siguen denominando comúnmente como *ionómeros de vidrio*, estando este término ampliamente aceptado por la profesión odontológica (Sidhu y Nicholson, 2016; Saber, El-Housseiny, Alamoudi, 2019).

Desde el inicio, estos materiales ofrecieron ventajas interesantes como son la biocompatibilidad, la adhesión *per se* a la estructura dental y la liberación de flúor (Webman *et al.*, 2016); además de tener un coeficiente de expansión térmica similar al de la dentina (Collado-González *et al.*, 2018). Sin embargo, presentan limitaciones en sus propiedades mecánicas comparados con otros materiales de restauración directa (Webman *et al.*, 2016), debido a una baja resistencia a la compresión, a la flexión y al desgaste, que hizo que su uso se limitara a áreas de poca carga funcional (Wang, Yap, Ngo, 2006; Webman *et al.*, 2016; Tal *et al.*, 2017c).

A primeros de los años 80, se reforzaron mediante la adición de partículas de plata, y otros metales, ampliándose su uso como materiales de restauración (McLean y Wilson, 2004). Con la finalidad de seguir mejorándolos mecánicamente, a primeros de los años 90, los fabricantes añadieron una pequeña cantidad de resina a los ionómeros convencionales, creando el primer cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, que, al principio se empleó como base cavitaria, pero más adelante se amplió su uso como material de restauración (Nicholson, 2016a).

Desde entonces se han realizado innumerables modificaciones en este tipo de materiales, mejorando sus formulaciones y su manipulación (Upadhyay y Kishore, 2005) y adaptándolos a un empleo clínico más eficiente (Wetzel *et al.*, 2020). Estas modificaciones continúan hasta nuestros días, y dentro de las familias más recientes de ionómeros de vidrio, podemos destacar la perteneciente a los de alta viscosidad o alta densidad (Nicholson, 2016a), que serán comentados más adelante y que son propósito de nuestro estudio.

1.C.2.1. Composición de los cementos de ionómero de vidrio

Los cementos de ionómero de vidrio están compuestos por partículas de vidrio de calcio-flúor-alumino- silicato que se mezclan con una solución acuosa de ácidos poliméricos débiles, fundamentalmente polímero o copolímero de ácidos carboxílicos. Al mezclar ambos componentes polvo-líquido se produce una reacción ácido-base que conduce al fraguado del material (Sidhu y Nicholson, 2016).

Ácidos

Aunque existe cierta confusión en la literatura científica, a propósito de cuáles son los ácidos que se emplean en los ionómeros de vidrio actuales, la mayoría de las presentaciones comerciales emplean el homopolímero o el copolímero del ácido poliacrílico (Sidhu y Nicholson, 2016), en concentraciones de entre un 40-50% en una solución acuosa, junto a otros ácidos como el polimaleico, itacónico y tartárico o copolímeros de los mismos (Nicholson, 2016a). El ácido tartárico se incorporó a esta composición cuando se descubrió que mejoraba las propiedades mecánicas del cemento (Tsuzuki *et al.*, 2021), al retrasar la reacción química y hacer que el cemento fuera más fácil de mezclar (Khoroushi, 2013; Sidhu y Nicholson, 2016).

Partículas de vidrio

Las partículas de vidrio más frecuentes son el flúor-alúmino-silicato, el fosfato de aluminio y la criolita (Tian, Chass, Di, 2015; Wetzel *et al.*, 2020). Es importante que estas partículas actúen químicamente como bases, para reaccionar con el ácido y formar una sal. Gracias a la composición de la alúmina y la sílice se produce este carácter básico de las partículas de vidrio (Sidhu y Nicholson, 2016).

Los cristales de flúor-alumino-silicato contienen como elementos esenciales: F^- , Al^{3+} , Si^{4+} y Ca^{2+} unidos entre sí por puentes de oxígeno, a los que se añaden otros iones como PO_4^{3-} . El flúor es un componente vital en la composición de las partículas de vidrio. Además de su efecto anticariogénico aumenta la resistencia compresiva, aumenta el tiempo de fraguado del cemento y mejora las cualidades de manipulación (Khoroushi, 2013; De Caluwé *et al.*, 2017). Por otro lado, los fosfatos tienen un papel importante en la reacción, ya que sin ellos el cemento no llegaría a

ser insoluble (Nicholson y Sidhu, 2020). El anión de fosfato también aumenta el tiempo de trabajo, aunque parece que disminuye la resistencia compresiva (De Caluwé *et al.*, 2017).

Agua

El agua es un componente fundamental en los cementos de ionómero de vidrio. Actúa como solvente del ácido polimérico y permite que se produzca su ionización y la liberación de protones. Además, es el medio en el que se produce la reacción ácido-base y permanece como un componente más de la mezcla, una vez fraguado el cemento (Sidhu y Nicholson 2016). Finalmente, contribuye a la biocompatibilidad del material y a favorecer el intercambio iónico a largo plazo (Wang, Yap, Ngo, 2006). Otros componentes de los ionómeros de vidrio son, por un lado, los radiopacificadores como las sales de Sr y de Ba que aumentan la radiopacidad del cemento y, por otro, los pigmentos que modifican el color (Najeeb *et al.*, 2016).

1.C.2.2. Reacción ácido-base

Los ionómeros de vidrio endurecen mediante una reacción química de tipo ácido-base (Tian, Chass, Di, 2015) en la que el agua de la solución es esencial, ya que permite la ionización del ácido polialquenoico liberando protones (De Caluwé *et al.*, 2017). Las partículas de vidrio son atacadas por los protones produciéndose la hidrólisis de los enlaces y liberando cationes de superficie como F^- , Al^{3+} , Ca^{2+} y PO_4^{3-} (Wetzel *et al.*, 2020), durante la que se conoce como fase de descomposición.

En una segunda fase, llamada de gelación, los cationes liberados aumentan el pH y con ello la ionización de los ácidos. La progresión de la reacción de los cationes metálicos con los grupos carboxilato aumenta la viscosidad del cemento (Khoroushi, 2013).

Durante la fase de endurecimiento, la reacción continúa en cadena hasta que una capa de gel de sílice rodea las partículas de vidrio sin reaccionar, que quedan englobadas en una red polimérica (De Caluwé *et al.*, 2017). El efecto combinado de

la reticulación de los iones metálicos y la neutralización del ácido polialquenoico es el que facilita el endurecimiento de la mezcla. Esto tiene lugar en un corto período de tiempo de 2-5 minutos desde que se inicia la mezcla (Nicholson, 2016b).

Pasado este tiempo, el ionómero aún no está listo para funcionar clínicamente, ya que es hídricamente sensible, especialmente durante los primeros 10 minutos de la reacción de fraguado. Durante estos minutos una pérdida o ganancia excesivas de agua, afectarán a las propiedades finales de la restauración (Zoergiebel e Ilie, 2013; Tal *et al.*, 2017c). Podría desecarse formando microgrietas en la superficie o, por el contrario, adquirir demasiada agua que afectaría a la red de iones formada (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020). Por este motivo, durante años, se ha tratado de evitar este problema, protegiendo la superficie del cemento mediante distintas sustancias como vaselina o resinas fotocurables (Bowen y Marjenhoff, 1992; Miyazaki, Moore y Onose, 1996; Wang, Yap, Ngo, 2006; Fuhrmann *et al.*, 2020). Éstas actúan a modo de barniz o *coat*, para proteger la restauración de la saliva y mantener los niveles de humedad, mientras se completa la reacción de fraguado (Zoergiebel e Ilie 2013; Kutuk *et al.*, 2019), y de esta forma aumentar también la resistencia al desgaste (Menne-Happ e Ilie, 2013).

Más adelante, de forma lenta, continúa la reacción química durante lo que se conoce como tiempo de maduración. Este proceso puede durar entre días y semanas hasta que todas las partículas se hacen insolubles (Bowen y Marjenhoff, 1992). Es un proceso complejo, en el que se producen cambios químicos en distintos pasos que conducen a la estabilidad del ionómero y a la mejora de sus propiedades físicas (Nicholson, 2016a). Estos cambios implican una disminución de la plasticidad, un aumento de la resistencia compresiva y una mejor traslucidez (Nicholson, 2018).

Para que se produzca la reacción, deben de mezclarse la solución acuosa de ácidos poliacrílicos que se presenta en forma de líquido, con las partículas de vidrio que se presentan en forma de polvo. La mezcla se puede realizar con una espátula en una loseta de vidrio o papel de mezcla. Sin embargo, la presentación más moderna de este tipo de cementos es en cápsulas predosificadas, en las que el polvo y el líquido están separados por una membrana que se rompe al activarlos. Una vez activados se realiza la mezcla mediante una vibradora mecánica y la cápsula se

coloca en una pistola dispensadora para poder llevar la mezcla a la boca (Sidhu y Nicholson, 2016).

1.C.2.3. Clasificación de los cementos de ionómero de vidrio

Los cementos de ionómero de vidrio son materiales muy versátiles, con propiedades que permiten aplicaciones clínicas muy variadas (Berg, 2002). La gran cantidad de ionómeros de vidrio que existen actualmente en el mercado hace que su clasificación sea compleja.

Tradicionalmente se han clasificado en función de su empleo clínico (Upadhya P and Kishore 2005) como:

- Tipo I: cementos de ionómero de vidrio para el cementado de coronas, puentes y brackets.
- Tipo II: a: cementos de restauración estética
b: cementos de restauración reforzados
- Tipo III: cementos protectores que se usan como bases cavitarias.

Puesto que el propósito de esta tesis es su estudio como materiales de restauración, nos centraremos en los cementos de ionómero de vidrio de Tipo II y en su clasificación más actual.

Estos materiales han sufrido innumerables modificaciones desde que se crearon hasta nuestros días, con la finalidad de mejorar su manipulación y, fundamentalmente, sus propiedades mecánicas.

En la tabla 1.1 podemos encontrar los nombres comerciales y forma de presentación de los cementos de ionómero de vidrio más habituales.

Los ionómeros de vidrio para restauración pueden ser:

Cementos de ionómero de vidrio convencionales

Este tipo de cementos hace referencia a los cementos de ionómero de vidrio originales. Tienen excelentes propiedades biológicas que comentaremos más adelante (adhesión a los tejidos dentarios, liberación de flúor, poder de remineralización...), pero las propiedades mecánicas son su gran limitación, implicando esto que su uso quede relegado a zonas de poca carga funcional, no estando indicados en sectores posteriores. En este tipo de cementos se recomienda el empleo de un acondicionamiento previo del tejido dental mediante ácido poliacrílico (Van Meerbeek *et al.*, 2006), así como el uso de un barniz protector o durante la fase inicial de fraguado (Fuhrmann *et al.*, 2020).

Algunos ejemplos característicos de este tipo de cementos son Ionofil Plus (VOCO), Ketac Fil Plus Aplicap (3M Oral Care) y Riva Self Cure (SDI).

Cementos de ionómeros de vidrio reforzados

Este tipo de materiales comenzaron a producirse en torno a los años 80, en busca de un material que mejorara las propiedades mecánicas de los ionómeros convencionales y sustituyera a la amalgama de plata (Nicholson y Sidhu, 2020). Corresponden a las formulaciones originales de los ionómeros convencionales pero reforzadas mecánicamente de diferentes formas, mediante: metales, distintos tipos de fibras y fases dispersas.

Existen dos formas diferentes de reforzar los cementos de vidrio ionómero con metales. Inicialmente se usaron las llamadas *mixturas* que consistían en una amalgama de diferentes metales, añadida al polvo de partículas de vidrio. Sin embargo, se obtuvieron cementos de mala estética y bruñido, y baja resistencia al desgaste (Upadhya y Kishor, 2005). Para mejorar este problema, se crearon los *cermets*, sinterizando las partículas de vidrio y de metal al mismo tiempo (Khoroushi, 2013). Se incluyeron distintos tipos de aleaciones (plata y estaño, plata y oro puros, titanio y paladio), resultando finalmente los mejores metales el oro y la plata (Upadhya y Kishore, 2005).

Ni los *cermets* ni las *mixturas* mejoraron tanto como se esperaba sus propiedades mecánicas respecto a los convencionales, pero sí que se ha mantenido su empleo durante años debido a su gran radiopacidad (Nicholson y Sidhu 2020).

Un ejemplo característico de *cermet* es el Ketac Silver Aplicap (3M Oral Care), cuyo uso queda prácticamente relegado a la reconstrucción de muñones y restauraciones posteriores de baja exigencia funcional y también estética, debido a su color grisáceo.

Los cementos de ionómero de vidrio reforzados mediante fases dispersas y fibras de aluminio, silicio y carbono ya no se comercializan puesto que sus propiedades han sido superadas por muchos otros.

Cementos de Ionómero de vidrio modificados con resina

Con la finalidad de superar todas estas limitaciones, a finales de los años 1980 y primeros de los 1990 los cementos de ionómero de vidrio se combinaron con los monómeros de resinas, cuya química ya era bien conocida. De esta forma, aparecieron los primeros cementos de vidrio ionómero modificados con resina, también conocidos como ionómeros híbridos.

En este tipo de materiales la reacción ácido base principal del ionómero de vidrio se complementa con una reacción de polimerización iniciada químicamente o por luz, al igual que en las resinas compuestas (Upadhya y Kishore, 2005; Zafar and Ahmed 2015). Para ello, a la composición básica de los ionómeros de vidrio se le añade un monómero y un fotoiniciador (canforoquinona), siendo el monómero más empleado es el 2-hidroxietil-metaacrilato (HEMA) (Nicholson y Sidhu, 2020). De esta doble reacción surge una estructura compleja que tiene propiedades intermedias de ambos tipos de materiales, con un tiempo de trabajo más largo y controlado por luz, una buena adhesión, liberación de flúor aceptable y estética parecida a la de los composites. Además de todo ello, mejoran las propiedades mecánicas de los cementos convencionales, así como la estética. Sin embargo, siguen siendo sensibles a la técnica y presentan contracción de polimerización similar a la de los composites (Upadhya y Kishore, 2005).

En este tipo de cementos es muy importante seguir estrictamente las instrucciones de manejo del fabricante, en cuanto al momento y duración del tiempo de fotopolimerización, ya que puede influir en las propiedades finales del cemento fraguado (Nicholson y Sidhu, 2020). Algunos ejemplos característicos de uso muy

frecuente son: Fuji II LC (GC) Fuji VIII (GC), Vitremer (3M Oral Care) y Riva Light Cure (SDI).

Cementos de ionómero de vidrio convencionales de alta viscosidad

Otro tipo de materiales que se pueden considerar relativamente novedosos, son los cementos de ionómero de vidrio de alta densidad o de alta viscosidad (HVGICs).

Estos materiales surgen de la interesante mejoría que experimentan los ionómeros de vidrio convencionales, que se mantienen fieles a su esencia y a su formulación, sin añadir nuevos componentes, pero sí que modificando la proporción de polvo/líquido (Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Fuhrmann *et al.*, 2020). Esto permite que mantengan sus propiedades, y que, en algunos aspectos, especialmente si consideramos el ámbito de la Odontopediatría, estén más indicados que los ionómeros modificados con resina (mayor liberación de flúor, inserción mediante técnica *bulk* y la no necesidad de fotopolimerización).

Teniendo en cuenta su actual relevancia y, de forma específica, en el presente trabajo de investigación, se describen sus características con más detalle.

Las nuevas formulaciones reforzadas de alta viscosidad se desarrollaron con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas de los cementos de ionómero de vidrio convencionales (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020), en un intento de lograr un sustituto de la amalgama de plata (Kielbassa *et al.*, 2021). El objetivo de este tipo de cementos es poder emplearlos en sectores posteriores (Friedl, Hiller, and Friedl 2011) como materiales de restauración permanente para lesiones proximales tanto en dentición temporal como en dentición permanente (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020).

La gran ventaja de trabajar con estos materiales es que mantienen las magníficas propiedades de los ionómeros convencionales (adhesión *per se* a la estructura dental, biocompatibilidad, liberación de flúor...), y permiten, por tanto, trabajar conforme a los principios de la operatoria dental moderna y de mínima intervención (Gurgan *et al.*, 2014); pero, además, superan los inconvenientes que tenían los ionómeros convencionales en sus propiedades mecánicas (Ilie, 2018).

Como ya se ha comentado, para lograr esta mejora en las propiedades físicas del cemento se modifica la proporción de polvo/líquido, así como el tamaño de las partículas del polvo y su distribución (Balkaya y Arslan, 2020; Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020), logrando una mayor reticulación en la formación de enlaces (Fuhrmann *et al.*, 2020)

Los HVGICs han logrado unos mejores valores de resistencia compresiva y de resistencia al desgaste que los ionómeros convencionales, así como unas mejores propiedades de manejo (Kleverlaan, Duinen, Feilzer, 2004).

Los primeros cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad se introdujeron en el mercado en 1995. Originalmente esta nueva rama de cementos de ionómero de vidrio se creó para emplearse como materiales de obturación en la ya comentada técnica de tratamiento restaurador atraumático, que comenzó a emplearse en países en vías de desarrollo (Scholtanus y Huysmans, 2007a; Tian, Chass, Di, 2015), pero se trasladó más tarde a otros países desarrollados (Topaloglu-Ak *et al.*, 2009). De hecho, durante un tiempo prolongado, la mayoría de los estudios publicados sobre ionómeros de alta viscosidad correspondían únicamente a restauraciones realizadas mediante esta técnica (Mobarak *et al.*, 2019). Más adelante, la facilidad de manejo de estos materiales y la eficacia de la técnica, así como las restricciones que empezó a sufrir la amalgama de plata en su uso, propiciaron que el empleo de los cementos de vidrio ionómero de alta viscosidad se trasladase a la clínica privada, para emplearse en restauraciones directas tras un tratamiento convencional (Scholtanus y Huysmans, 2007a).

Ejemplos de los primeros ionómeros de alta viscosidad que se crearon son: Ionostar Molar (VOCO), Equia Fil (GC) o el Chem Fill Rock (3 M Oral Care), entre otros (Tabla 1.1).

Sin embargo, dentro de este tipo de cementos de alta viscosidad existen otras formulaciones aún más recientes, especialmente creadas para soportar las cargas funcionales en restauraciones de Clases I y II (Pires *et al.*, 2018; Fuhrmann *et al.*, 2020). Un ejemplo de ellos es Equia Forte Fil (GC), que precisa de un barniz de nanorelleno de fibras que lo fortalecen y que mejora su anterior versión (Equia Fil), y otro

ejemplo es el caso del Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative (3M Oral Care) (Šalinović *et al.*, 2019; Fuhrmann *et al.*, 2020).

Éste último, además, propósito del presente trabajo de investigación, no precisa ni de acondicionamiento previo del tejido para colocarlo, ni de barnices protectores para mejorar sus propiedades mecánicas (Ilie, 2018; Šalinović *et al.*, 2019). Este aspecto facilita enormemente la técnica de obturación y también reduce los tiempos de trabajo, lo cual resulta especialmente útil e interesante en el ámbito de la Odontopediatría (Tal *et al.*, 2017a; Kupietzky *et al.*, 2019a; Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020).

La evidente mejora en las propiedades mecánicas de este tipo de materiales ha ampliado sus indicaciones a cavidades de Clase II y, según algunos autores, los ha posicionado como material de obturación alternativo a las resinas compuestas (Gurgan *et al.*, 2020).

Los estudios realizados en restauraciones de Clase I con estos nuevos HVGICs creados para áreas de estrés funcional, son escasos en dentición permanente (Heck *et al.*, 2020), y los resultados son muy variados (Gurgan *et al.*, 2015; Gurgan *et al.*, 2017; Gurgan *et al.*, 2020a), pero hay que considerar que las nuevas versiones de estos materiales han ido mejorando sus propiedades.

Estudios *in vitro* no encuentran diferencias entre este tipo de ionómeros y otros de alta viscosidad, que no son específicos para áreas de carga funcional (Fuhrmann *et al.*, 2020). Aunque Salinovic *et al.*, 2019 determinaron mayores valores de microdureza para el Ketac Universal respecto a otros ionómeros de alta viscosidad, éstos últimos se usaron sin el empleo del barniz que recomiendan sus fabricantes (Šalinović *et al.*, 2019), con lo cual los mejores resultados para el Ketac Universal no tendrían gran relevancia.

Gurgan *et al.*, observaron buenos resultados en general en los estudios clínicos para los HVGICs de última generación, empleados en cavidades de Clase II, pero inciden en que estos resultados mejoran con el empleo del barniz cuando lo recomienda el fabricante (Gurgan *et al.*, 2015; Gurgan *et al.*, 2020).

En dentición temporal, tradicionalmente se han empleado los cementos de ionómero de vidrio y esto hace que existan innumerables publicaciones sobre los convencionales y sus modificaciones iniciales (Hübel y Mejàre, 2003; Chadwick y Evans, 2007). Sin embargo, todavía son pocos los trabajos realizados sobre ionómeros de alta viscosidad empleados en técnicas de restauración convencional (Kupietzky *et al.*, 2019a; Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020; Siokis, Michailis, Kotasanos, 2021). Este es un factor importante a tener en cuenta, ya que a la hora de evaluar la supervivencia de este tipo de materiales en preparaciones cavitarias de Clase II, es importante saber si se han realizado mediante técnica *ART* o mediante técnica de restauración convencional (Yu, Gao, Deng, 2004), puesto que los índices de fracaso son mayores en la primera (Ortiz-Ruiz, 2020).

Los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad han empezado a evaluarse clínicamente desde hace poco tiempo, y aún son más recientes en dentición temporal. En una reciente revisión sistemática (Siokis, Michailis, Kotasanos, 2021) sólo se pudo incluir un ensayo clínico aleatorio sobre estos materiales (Kupietzky *et al.*, 2019a), puesto que más allá de nuestro conocimiento, hasta ahora no se han realizado más.

En dicho estudio, realizado en niños en edad preescolar, se observó que el cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad empleado tuvo un adecuado comportamiento sólo en el 83% de las restauraciones evaluadas después de 3 años de seguimiento clínico, y que, por tanto, podría emplearse como material intermedio de restauración en cavidades de Clase II, pero no debería emplearse a largo plazo (Kupietzky *et al.*, 2019a). Hay que tener en cuenta, en cualquier caso, que en este estudio el material empleado fue el Equia (GC) que, a pesar de haberse reforzado con calor para mejorar sus propiedades, no tendría las propiedades mecánicas que actualmente tiene su versión mejorada, el Equia Forte Fil que se considera especialmente preparado para soportar cargas oclusales (Šalinović *et al.*, 2019).

De acuerdo con los resultados de las últimas publicaciones, podríamos resumir que los cementos de vidrio ionómero de alta viscosidad se consideran materiales adecuados para restauraciones posteriores (Dias *et al.*, 2018b; Chisini *et al.*, 2018a), pero debería tenerse en cuenta que, en los estudios clínicos realizados en dentición

temporal, la causa más frecuente de fracaso en restauraciones de Clase II, fue la fractura proximal (Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Kupietzky *et al.*, 2019b).

Otros ionómeros de vidrio de restauración modificados

En los últimos años, son muchas las variaciones que se han propuestos en este tipo de materiales, tanto en sus fórmulas convencionales como de alta viscosidad. Algunas de ellas aún forman parte únicamente de estudios experimentales, pero todas ellas pretenden una vez más, reforzar las propiedades mecánicas del material.

Entre ellos podemos destacar los ionómeros de vidrio modificados con partículas cerámicas y los modificados con nanopartículas. A los primeros se les añaden partículas cerámicas que provienen de cristales bioactivos tratados térmicamente. La transformación de estas biopartículas originales, conocidas como *Bioglass*, en materiales cerámicos, permite que se mantenga la bioactividad, pero que al mismo tiempo mejoren mucho las propiedades mecánicas del cemento modificado (Osorio *et al.*, 2016; Zandi, Rezabeigi, Drew, 2019). El Amalomer CR (Technology) representa actualmente a este tipo de cementos, a propósito del cual existen aún pocos estudios (Baby, Ummer, Paul, 2018).

Otra forma de aumentar la resistencia de los cementos de ionómero de vidrio es añadiendo nanopartículas a la fracción de cristales de aluminosilicato. El tipo de nanopartículas empleadas es muy variado, empleándose nanotubos de dióxido de titanio, nanopartículas de alúmina, de circonia y de plata. Pero incluso se han empleado nanopartículas de origen orgánico como las de hidroxiapatita y las de celulosa (Altan, Göztaş, Arslanoglu, 2018; Nicholson y Sidhu 2020). Las nanopartículas liberan más iones con la misma cantidad de agua añadida y, por tanto, reaccionan más rápido (De Caluwé *et al.*, 2014), mejorando las propiedades mecánicas y estéticas y disminuyendo la porosidad de los ionómeros de vidrio (Nicholson y Sidhu 2020). El Ketac nano (3M Oral Care), que es una evolución del clásico cemento modificado con resina Vitremer (3M Oral Care,) representa actualmente a este tipo de ionómeros más indicados para restauraciones de tipo I, III o V para reconstrucción de muñones.

Tabla 1.1 Ionómeros de vidrio de restauración más habituales

Tipo	Nombre	Casa Comercial	Presentación	Acondicionador	Coat	Bulk	Fotopol	Cavidades
Convencionales	Ionofil Plus	Voco	Polvo +líquido	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, III, V
	Ketac Fil Plus Aplicap	3M Oral Care	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, III, V
	Riva Self Cure	SDI	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I Y V
Reforzados con metales	Ketac Silver	3M Oral Care	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
Modificados con resinas	Ionolux	Voco	Cápsula/Polvo + líquido	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I, III, V
	Fuji VIII	Voco	Cápsula/Polvo + líquido	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	III, V
	Fuji II LC	Pulpdent	Jeringa pasta/pasta	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	III, V
	Vitremer	3M Oral Care	Polvo +líquido	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I, II, III y V
	Photac Fil Quick Aplicap	3M Oral Care	Cápsula	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I, II, III y V
	Riva Light Cure	SDI	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I,II, III Y V
	Activa	Pulpdent	Pasta+pasta	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I,II, III Y V
Convencionales de alta densidad	Ionofil Molar Ac Quick	Voco	Cápsula/Polvo + líquido	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	IonoStar Molar	Voco	Cápsula	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	InofilMolar	Voco	Polvo +líquido	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	IonoStar Plus	Voco	Cápsula	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	Equia Fil	GC	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	Equia Forte Fil	GC	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V *
	Fuji IX	GC	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	Ketac Molar Quick Aplicap	3M Oral Care	Cápsula	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
	Ketac Universal Aplicap	3M Oral Care	Cápsula/Polvo + líquido	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V *
	Riva Self Cure HV	SDI	Jeringa Pasta/pasta	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	I, II y V
Modificados con resina de alta densidad	Riva Light Cure HV	SDI	Cápsulas	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I, II y V
Modificados con nanopartículas	Ketac Nano	3M Oral Care	Pasta+pasta	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	I, III, V

1.C.2.4. Propiedades de los cementos de ionómero de vidrio

Las propiedades físicoquímicas de los cementos de vidrio ionómero están muy influenciadas por la concentración de poliácidos, el tamaño de las partículas de vidrio, y por cómo se realiza la preparación del cemento y tiene lugar su maduración (Sidhu y Nicholson, 2016). Actualmente, la mayoría de los ionómeros de vidrio de restauración se presentan en fórmulas predosificadas y encapsuladas que evitan los errores en la proporción polvo/líquido durante el proceso de mezcla, facilitando al menos una parte de proceso.

A continuación, se describen las principales propiedades físicoquímicas de los cementos de vidrio ionómero convencionales de restauración. Estas propiedades varían para cada tipo de cemento en función de las modificaciones que haya sufrido, con la finalidad de mejorarlo, tal y como se ha comentado en la clasificación.

En general, podemos decir que cuanto más puro sea un cemento de ionómero de vidrio mejores son sus propiedades biológicas (adhesión a tejidos dentales, liberación de flúor y efecto remineralizante), pero peores sus propiedades mecánicas. Sin embargo, estas propiedades mecánicas mejoran en el caso de los ionómeros de vidrio modificados con resina y en los cementos de última generación de alta viscosidad, especialmente diseñados para soportar cargas oclusales (Francois *et al.*, 2020).

La adhesión de los cementos de vidrio ionómero a los tejidos dentales es una de sus propiedades más valoradas. Los ácidos poliacrílicos de los que se componen promueven su adhesión tanto al esmalte como a la dentina. Se produce una unión química verdadera de enlaces iónicos entre los grupos carboxilato de las moléculas del poliácido y entre los iones de calcio de la estructura dental (Meerbeek *et al.*, 2006; Khoroushi, 2013). Los valores de resistencia adhesiva son adecuados para ambos tejidos dentarios, pero son algo mayores para el esmalte, lo cual sugiere que la adhesión se produce en la parte mineral del tejido. La mayoría de los enlaces que permiten la adhesión se forman rápidamente, y luego, durante algunos días, se produce un aumento de los valores de resistencia adhesiva (Powis *et al.*, 1982). Esto se debe a que este tipo de adhesión se divide en dos etapas. Inicialmente los grupos carboxilo libres (-COOH) forman enlaces de hidrógeno con el sustrato. Posteriormente, con la

progresión de la reacción, estos enlaces de hidrógeno flexibles se convierten en fuertes puentes iónicos (Khoroushi, 2013). Los buenos valores de adhesión hacen que las fracturas de las restauraciones de ionómero de vidrio sean de tipo cohesivo. Es decir, se producen en el interior del cemento, y no en la interfase con el diente; siendo esto un factor favorable en la prevención de la microfiltración bacteriana (Sidhu y Nicholson, 2016).

Por otro lado, si se acondiciona la superficie dentaria mediante una solución de ácido poliacrílico al 10-20%, durante 20 segundos, se mejora la unión química y también se logra una adhesión micromecánica. Dicho acondicionamiento elimina el barrillo dentinario y desmineraliza parcialmente la superficie dentaria, ampliando la superficie de adhesión y permitiendo la unión al diente de los ionómeros de vidrio, tanto de autocurado como modificados con resina, mediante el poliácido (Van Meerbeek *et al.*, 2006).

La liberación de flúor es otra de las principales ventajas de los cementos de vidrio ionómero frente a otros materiales. Comienza de forma rápida durante la reacción de fraguado, produciéndose la mayor cantidad durante el primer día tras la restauración (Arbabzadeh-zavareh *et al.*, 2012) y luego se mantiene durante algunos días, mientras va poco a poco decreciendo (Forsten, 1991).

La cantidad de flúor liberado por los cementos de ionómero de vidrio aumenta en condiciones de acidez, al mismo tiempo que aumenta el flúor aportado a la fase mineral del diente. Las cantidades de flúor liberadas parecen ser suficientes para permitir la remineralización de la dentina y disminuir la sensibilidad dentinaria, pero no se ha demostrado aún cuánto tiempo permanecen en saliva (Sidhu y Nicholson, 2016).

Por otro lado, además, los ionómeros de vidrio pueden recargarse del flúor del medio oral, procedente tanto de la dieta como de los suplementos de flúor en pastas, barnices y colutorios (Wang, Yap, Ngo, 2006). Sin embargo, parece que esta habilidad de los cementos finalizaría o al menos, disminuiría mucho, una vez que se produce la maduración de los mismos (Arbabzadeh-zavareh *et al.*, 2012).

Los ionómeros de vidrio convencionales son los que presentan unos niveles mayores de liberación de flúor, seguidos muy de cerca por los de alta viscosidad y por último de los modificados con resina (Francois *et al.*, 2020).

El intercambio iónico de los cementos de vidrio ionómero no se limita a la liberación de flúor. Estos cementos liberan también Ca, Si, Al y Sr, que una vez terminada la reacción de fraguado quedan disponibles en el medio oral (Ngo *et al.*, 2006), en concentraciones que son biológicamente beneficiosas (Sidhu y Nicholson, 2016). Esta propiedad de los ionómeros de vidrio beneficia a la estructura dentaria, en torno a la cual se forma una capa rica en iones, resistente al ataque ácido, que hace que sea muy raro observar caries secundarias en torno a este tipo de restauraciones (Sidhu y Nicholson, 2016).

Además, los ionómeros de vidrio son capaces de producir una remineralización interna, en su interacción con la dentina. Cuando se colocan en contacto con la dentina afectada, se produce una migración hacia ella de elementos formadores de apatita procedentes del ionómero de vidrio (Ngo, 2010). Estos elementos son fundamentalmente el F, el Ca y el Sr. Son varios los estudios que han demostrado el efecto remineralizante de los ionómeros de vidrio en la dentina (Ngo *et al.*, 2006; Mickenautsch, Mount, Yengopal, 2011), siendo aún más eficaz dicho efecto cuando el Ca se sustituye por el Sr, ya que tiene un mayor poder de penetración (Ngo *et al.*, 2006).

Esta característica junto a la liberación de flúor hace que los ionómeros de vidrio tengan una biointeracción con los tejidos dentales (Khoroushi, 2013; Najeeb *et al.*, 2016; Šalinović *et al.*, 2019).

Pero, además, los cementos de vidrio ionómero también tienen propiedades antibacterianas que impiden la colonización y el crecimiento de bacterias en torno a la restauración (Da Silva *et al.*, 2007). Estas propiedades se deben fundamentalmente al efecto bactericida y bacteriostático del flúor, pero también a la liberación de otros iones y al descenso del pH durante la reacción inicial de fraguado (Boeckh y Podbielski, 2002).

Los cementos de vidrio ionómero son materiales muy biocompatibles, y ninguno de sus componentes es dañino para la salud (Nicholson y Czarnecka, 2009). Tienen una reacción exotérmica baja, y tal y como hemos visto secretan iones beneficiosos para el organismo durante su reacción de fraguado. Bien pulidos y protegidos con un barniz presentan una excelente biocompatibilidad periodontal (Nicholson, 2018). Sin embargo, en el caso de los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina hay que tener en cuenta que la resina HEMA (etoxietil metacrilato) no polimerizada, que se añade en su composición, es potencialmente tóxica, especialmente en espesores de dentina menores de 0.5 mm (Nicholson y Czarnecka, 2009).

Como ya ha sido comentado, estos materiales tienen un grado de filtración marginal baja, debido a que tiene unos buenos valores de adhesión, además de una baja contracción de fraguado (Tian, Chass, Di, 2015) y un coeficiente de expansión térmica similar a la dentina, que hace que sea un excelente material de reemplazo dentinario (Berg, 2002).

Sin embargo, a pesar de todos estos grandes beneficios, los cementos de vidrio ionómero convencionales tienen un gran inconveniente por la limitación de sus propiedades mecánicas. Uno de los principales factores que afecta a su resistencia es la composición química de la matriz polimérica. La mayoría de ellos formados por homo o copolímeros de ácido acrílico, contienen grupos carboxílicos (-COOH) que generan una estructura polimérica muy rígida, quedando obstaculizada la interacción de parte de estos grupos con el resto de los iones durante la reacción de fraguado y debilitándolo (Upadhya y Kishore, 2005).

La resistencia a la compresión para los ionómeros de vidrio convencionales es baja comparada con las resinas compuestas y los ionómeros modificados con resina (Nicholson y Sidhu, 2020). Para algunos autores estos materiales no alcanzarían los estándares exigidos (Nicholson, 2018; Nicholson y Sidhu 2020; Kielbassa *et al.*, 2021), y para otros, la resistencia compresiva es adecuada y supera los valores mínimos recomendados por el estándar ISO, con cifras de entre 220 y 300 MPa (Wetzel *et al.*, 2020). Las diferencias entre los distintos estudios parecen deberse especialmente, a la falta de estandarización en el proceso de mezcla de este

tipo de cementos, antes de que existieran las fórmulas predosificadas (Nicholson y Sidhu, 2020). En cualquier caso, los valores de resistencia a la compresión mejoran durante la maduración del cemento (Nicholson 2016a; 2018), alcanzando valores de hasta 400 MPa al año de la reacción inicial (Khoroushi, 2013).

Sin embargo, son otras propiedades mecánicas las que se consideran como causa del fracaso en estas restauraciones, fundamentalmente la baja resistencia al desgaste (Khoroushi, 2013; Najeeb *et al.*, 2016; Dermata, Papageorgiou, Kotsanos, 2021) y la baja resistencia a la fractura (Upadhya y Kishore, 2005; De Caluwé *et al.*, 2017; Gurgan *et al.*, 2014), que hacen que durante años hayan sido mucho los esfuerzos para mejorar estos aspectos, y que existan aún estrategias de refuerzo en experimentación (Nicholson y Sidhu, 2020).

La resistencia al desgaste de los cementos de vidrio ionómero es menor que la de los composites, debido a su composición, que genera una estructura de red polialquenoica y reticulación iónica más débil que la formada por la matriz polimérica y el relleno inorgánico de los composites (Yildiz, Simsek, Pamir, 2016a). Sin embargo, se ha observado que también mejora en torno a los 6 meses, debido a un aumento de la dureza del material por el proceso de maduración (Zanata *et al.*, 2011). Una forma de mejorar la resistencia al desgaste y de evitar la formación de grietas iniciales en este tipo de materiales es el empleo de un barniz protector durante la primera fase de la reacción de fraguado (Heck *et al.*, 2020), como se explicó anteriormente, ya que es en esta fase donde el material es especialmente sensible a la pérdida o ganancia de agua.

Por otro lado, algunos estudios han demostrado que la aplicación de calor, mediante láser de diodo también puede mejorar las propiedades mecánicas de este tipo de cementos, especialmente su dureza (Dionysopoulos *et al.*, 2017).

Además, algunas presentaciones comerciales añaden parte del ácido polimérico en el polvo, junto a las partículas de vidrio. Esto permite aumentar la concentración de ácido y con ello la resistencia final del cemento, sin que el líquido sea demasiado viscoso y se dificulte con ello la mezcla (Sidhu y Nicholson, 2016).

Sin duda alguna, lo que resulta evidente es que, durante décadas, todos los esfuerzos y estrategias de los distintos estudios, han tenido como objetivo la mejora de las propiedades mecánicas y de manejo clínico de los ionómeros de vidrio.

Hoy en día, existen nuevos cementos de ionómero de vidrio, con propiedades que pueden competir con las resinas compuestas, como son los HVGICs (Gurgan *et al.*, 2020).

Finalmente, tampoco la estética es una de las mejores propiedades de los cementos de ionómero de vidrio convencionales, ni de los convencionales de alta viscosidad, aunque sí que mejora bastante en los cementos modificados con resina. En cualquier caso, en aquellas situaciones clínicas de alta demanda estética no sería el material de primera elección (Berg, 2002).

1.C.3. Otros materiales de restauración directa

Otros materiales de restauración directa, clásicamente empleados en Odontopediatría son los compómeros. Aparecen en el mercado a primeros de los años 1990, con la finalidad de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de los cementos de vidrio ionómero (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020).

Su nombre deriva de la contracción de las palabras composite y ionómero; ya que son resinas compuestas modificadas con poliácidos, con lo cual tienen propiedades similares a las resinas compuestas, pero también liberan algo de flúor como los ionómeros de vidrio (Pummer *et al.*, 2020b). Al igual que las resinas compuestas deben de ser empleados muy cuidadosamente, con limitaciones en el manejo de la técnica, puesto que también precisan del empleo de un sistema adhesivo (Chisini *et al.*, 2018b). Sin embargo, tienen un peor comportamiento mecánico que las resinas compuestas y, aunque liberan flúor, lo hacen de forma muy limitada, siendo ésta mucho menor que la de los cementos de ionómero de vidrio (Asmussen y Peutzfeldt, 2002).

Finalmente, también los giómeros son materiales de restauración directa, que al igual que los compómeros tratan de aunar las ventajas de las resinas

compuestas y de los ionómeros de vidrio. Su composición es muy parecida a la de las resinas compuestas, pero además incorporan en la matriz, partículas de vidrio preactivadas y son capaces de liberar flúor (Francois *et al.*, 2020). Al igual que los composites tienen una reacción de fotopolimerización y pueden ser de consistencia convencional o fluida. A pesar de que tienen buenas propiedades mecánicas y estéticas, su adaptación marginal es muy inferior a la de los cementos de vidrio ionómero modificados con resina y pueden verse alterados por los hábitos dietéticos y procedimientos dentales como los blanqueamientos (Rusnac *et al.*, 2019).

En los últimos años, ha decrecido mucho el empleo de estos dos tipos de materiales híbridos, puesto que tanto las resinas compuestas como de los ionómeros de vidrio de alta viscosidad han mostrado un mejor comportamiento clínico, superando de forma clara las limitaciones de ambos (Francois *et al.*, 2020).

Recientemente ha surgido un material novedoso llamado ACTIVA BioActive Restorative (Pulpedent) que también comparte propiedades de las resinas compuestas y los cementos de ionómero de vidrio. Este material restaurador combina la elevada resistencia y estética de las resinas compuestas, con la liberación de flúor y mayor tolerancia a la humedad de los cementos de ionómero de vidrio (Amaireh, Al- Jundi, Alshraideh, 2019).

ACTIVA se considera un composite bioactivo porque puede activar los mecanismos de reparación del tejido dental, mediante una resina iónica bioactiva patentada y rellenos de ionómero de vidrio reactivos que liberan calcio, fosfato y flúor (Lardani *et al.*, 2022). Contiene distintos tipos de óxidos que generan una fuerte unión con el colágeno dentario mediante la producción de hidroxiapatita (Nanavaty *et al.*, 2021). Además, según sus fabricantes, tendría una baja contracción de polimerización y una elevada profundidad de curado (Lardani *et al.*, 2022). Aunque los estudios disponibles aún son escasos y no existían cuando comenzamos el presente trabajo de investigación, sería muy interesante poder incluirlo en un estudio futuro.

1.D. Selección del material restaurador para dientes posteriores en dentición la temporal

Desde la prohibición de la amalgama de plata, los materiales más empleados a lo largo de los años en la restauración de dientes temporales (Ertugrul *et al.*, 2010; Käkilehto *et al.*, 2013a) son los cementos de vidrio ionómero convencionales, los cementos de vidrio ionómero modificados con resina, las resinas modificadas con poliácidos y las resinas compuestas (Buerkle *et al.*, 2005; Ertugrul *et al.*, 2010; Qvist *et al.*, 2010; Käkilehto *et al.*, 2013a; Sengul y Gurbuz 2015; Yildiz, Simsek, Pamir, 2016a; Pires *et al.*, 2018). Pero la elección del material más adecuado entre ellos para cada situación continúa siendo un reto para el clínico (Dermata, Papageorgiou, Kotsanos, 2021).

En las restauraciones de Clase II, se agrava la controversia respecto al material ideal y el empeño en mejorar los materiales existentes es constante (Chadwick y Evans, 2007; Dhar *et al.*, 2015).

Aunque son varias las revisiones sistemáticas realizadas a propósito del empleo de distintos materiales en dentición temporal, los resultados son contradictorios y la mayoría coinciden en que deben interpretarse con cautela debido a que los estudios incluidos carecen de un nivel de certeza o confianza de la evidencia elevada (Chadwick y Evans, 2007; Yengopal *et al.*, 2016; Schwendicke *et al.*, 2016b; Hassan, 2020).

Por tanto, a pesar de que uno de los factores más importantes en el comportamiento de una restauración, es el tipo de material empleado (Sengul y Gurbuz, 2015), se mantiene la incertidumbre sobre cuál es el más indicado en molares temporales (Qvist *et al.*, 2004; Raggio *et al.*, 2013; Halawany *et al.*, 2017; Pummer *et al.*, 2020a), debido, sobre todo, a que en la dentición temporal influyen también muchos otros factores (Dhar *et al.*, 2015) que se detallan a continuación.

1.D. 1. Factores que influyen en la selección del material restaurador

La decisión de elegir uno u otro material restaurador debería basarse en la eficacia clínica demostrada en estudios basados en la evidencia, pero, puesto que no hay un claro acuerdo, parece más influenciada por las preferencias del propio profesional (Tran and Messer 2003; Halawany *et al.*, 2017).

Algunos de las variables que se consideran a la hora de seleccionar el material restaurador son el grado de cooperación del niño (Halawany *et al.*, 2017), el riesgo de caries del paciente (Yildiz, Simsek, and Pamir 2016b) y, por supuesto, las propiedades físicas, químicas y biológicas del material (Raggio *et al.*, 2013; Sengul y Gurbuz, 2015).

1.D.1.1. Cooperación del paciente

Uno de los factores que más parece influir en los clínicos es el grado de cooperación del paciente. En caso de pacientes no colaboradores y cuyo tiempo de trabajo en sillón es limitado, es preferible elegir materiales como los cementos de ionómero de vidrio que son menos sensibles a la humedad y mucho menos exigentes a la técnica, reservando las resinas compuestas para aquellos niños más colaboradores (Halawany *et al.*, 2017; Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh, 2019).

El tratamiento restaurador mediante resinas compuestas convencionales prolonga los tiempos de trabajo, ya que exige del empleo de aislamiento absoluto, además de una técnica adhesiva correcta, unida a una cuidadosa técnica incremental (Dias *et al.*, 2018b). Todo ello conlleva un elevado nivel de colaboración por parte del paciente, que no es habitual en los niños de corta edad. Los cementos de ionómero de vidrio, sin embargo, permiten trabajar sin aislamiento absoluto, en algunos casos pueden aplicarse en un único incremento y con técnicas más conservadoras o de mínima intervención que provocan menos ansiedad en el paciente (Ladewig *et al.*, 2017; Chisini *et al.*, 2018b; Dias *et al.*, 2018a).

1.D.1.2. Riesgo de caries

Otro factor a tener en cuenta es el riesgo de caries de cada paciente. Los cementos de ionómero de vidrio convencionales se han empleado tradicionalmente

en los pacientes de alto riesgo de caries, por su alta liberación de flúor, biocompatibilidad y adhesión química a las estructuras dentales. Las resinas compuestas, sin embargo, suelen emplearse en los pacientes de bajo riesgo (Sengul y Gurbuz, 2015; Yildiz, Simsek, Pamir, 2016b; Dias *et al.*, 2018a), ya que no liberan flúor, sus exigencias técnicas dificultan el tratamiento cuando existen múltiples lesiones y además cualquier defecto mínimo en la restauración, asociado a la contracción de polimerización y consiguiente microfiltración favorecería la formación de caries secundarias (Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh, 2019).

1.D.1.3. Propiedades del material

Por último, otro factor muy importante a tener en cuenta son las propiedades físicas del material. A pesar de las ventajas anteriormente citadas, los cementos de ionómero de vidrio convencionales tienen limitaciones estéticas y mecánicas relativas, especialmente cuando no son de alta viscosidad. Su baja resistencia al desgaste podría reducir su longevidad (Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh, 2019), junto a otras limitaciones como baja microdureza y escasa resistencia a la fractura (Yildiz, Simsek, Pamir, 2016b). Sin embargo, las resinas compuestas además de sus cualidades estéticas tienen muy buenas propiedades mecánicas (Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh 2019), y entre otras un desgaste similar al del diente temporal (Ladewig *et al.*, 2017).

Estas propiedades físico-mecánicas de los distintos materiales están muy vinculadas a la longevidad de las restauraciones, que como ya se ha comentado, es más limitada en restauraciones de Clase II compuestas que en las oclusales (Raggio *et al.*, 2013; Alvanforoush y Palamara, 2017; Dias *et al.*, 2018a).

Es importante considerar también, que las exigencias de longevidad para los materiales empleados en dientes temporales no son las mismas que para dientes permanentes. Las restauraciones en dientes temporales deben mantenerse en condiciones adecuadas hasta que se produzca la exfoliación natural de los dientes afectados, y esto implica que su vida media como máximo, sea de aproximadamente 8 años (Qvist *et al.*, 2010; Käkilehto *et al.*, 2013a). Aunque no está del todo claro si la edad que tiene el paciente en el momento que se coloca la restauración influye en su longevidad (Sengul y Gurbuz 2015), el tiempo que queda para la exfoliación

natural del diente podría ser un factor a tener en cuenta a la hora de elegir el material más adecuado en función de sus características físicas.

Por todo lo anteriormente expuesto, podríamos resumir que las resinas compuestas se caracterizan por sus excelentes propiedades físicas, pero su alta exigencia técnica genera limitaciones en pacientes poco colaboradores y de alto riesgo de caries (Bücher *et al.*, 2015a). En el otro extremo, los cementos de ionómero de vidrio pueden tener limitaciones en sus propiedades físicas, pero se caracterizan por un manejo sencillo y por sus propiedades anticariogénicas (Yildiz, Simsek, Pamir, 2016a). Otros materiales mencionados, como los compómeros y los giómeros tendrían propiedades intermedias entre los dos anteriores, mejorando algo las propiedades físico-mecánicas con respecto a los ionómeros convencionales (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020), pero aumentando el nivel de exigencia en la técnica de aplicación, y sin llegar a igualar el efecto antibacteriano de ningún cemento ionomérico (Zimmerli *et al.*, 2010).

Las modificaciones de los materiales ya existentes, que han ido surgiendo con la finalidad de reducir los tiempos de trabajo y las exigencias técnicas, podrían atenuar las limitaciones comentadas a propósito de los materiales tradicionales. Estos materiales relativamente nuevos son de fácil aplicación y se colocan en bloque dentro de la cavidad lo que les hace especialmente útiles en el ámbito de la Odontopediatría (Gaintantzopoulou, Gopinath, y Zinelis, 2017a; Akman y Tosun, 2020).

Dentro de ellos podemos destacar, por un lado, los composites de tipo *bulk-fill*. y por otro, los cementos de vidrio ionómero de alta viscosidad. Ambos tipos de materiales son objeto de múltiples estudios y publicaciones en los últimos años, ofreciendo resultados prometedores en el ámbito de la Odontología restauradora (Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Heck *et al.*, 2020), y en concreto en el de la Odontopediatría (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017; Tal *et al.*, 2017a; Santos *et al.*, 2019; Akman y Tosun, 2020).

1.D. 2. Longevidad de las restauraciones posteriores en la dentición temporal.

Las restauraciones de Clase II son las de menor longevidad tanto en dentición permanente (Chuang *et al.*, 2011) como en dentición temporal (Qvist *et al.*, 2004; Raggio *et al.*, 2013; Tal *et al.*, 2017c; Ribeiro, 2018), siendo la caries secundaria y la fractura marginal las causas más habituales de fracaso (Demarco *et al.*, 2007; Cumerlato *et al.*, 2019).

Varias revisiones sistemáticas recientes sintetizan los estudios clínicos publicados con respecto a la longevidad de las restauraciones en dientes temporales realizadas con materiales actuales. En la primera de ellas, publicada en 2018, se concluyó que el material con mayor porcentaje de fracaso frente a otros es el cemento de ionómero de vidrio (Pires *et al.*, 2018). Es importante considerar, sin embargo, que en ninguno de los estudios incluidos en dicha revisión se emplearon ionómeros de vidrio de alta viscosidad debido a la inexistencia de estudios clínicos hasta ese momento y que, según otros estudios sí parecen estar indicados en restauraciones para dientes temporales (Hilgert *et al.*, 2014; Gurgan *et al.*, 2020b).

Por otro lado, en el mismo año, los autores de otra revisión sistemática y metaanálisis, que compararon el comportamiento de ionómeros de vidrio (convencionales y modificados con resina) y de resinas compuestas en restauraciones de Clase II, no encontraron diferencias en adaptación marginal, decoloración, y morfología anatómica de dichas restauraciones. En cambio, las restauraciones de cementos de ionómero de vidrio demostraron una menor prevalencia de caries secundarias que las de resina compuesta, mejorando los resultados en dicho aspecto (Dias *et al.*, 2018a). Dicho metaanálisis ha sido, sin embargo, objeto de crítica debido a la heterogeneidad de los resultados de los estudios incluidos (Brignardello-Petersen, 2018).

Hassan *et al.*, en el 2020, publicaron los resultados de una revisión sistemática basada en 10 estudios realizados en dentición temporal, concluyendo que sólo los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina, y colocados bajo aislamiento absoluto, mejoran a las resinas compuestas con respecto a la aparición de caries secundarias. Para el resto de los parámetros clínicos evaluados

(porcentaje de fracaso, adaptación y descoloración marginal), todos los materiales evaluados, cementos de ionómero de vidrio convencionales, modificados con resina y resinas compuestas tuvieron un comportamiento similar. Sin embargo, los propios autores insisten en la prudencia a la hora de interpretar los datos, puesto que los estudios revisados son, o bien realizados a corto plazo, o de escaso tamaño muestral (Hassan, 2020). Además, en esta revisión no se especifica si se incluyen estudios con ionómeros de alta viscosidad.

En este mismo año, se publicó un metaanálisis que evaluaba el comportamiento clínico de diferentes materiales en restauraciones proximales en dientes temporales tras dos años de servicio clínico (Ortiz-ruiz, 2020). Los materiales con mejor comportamiento fueron en general los que contenían resinas, y en especial, los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina. Los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad presentaron los peores resultados debido a la falta de retención, en concreto cuando se emplearon mediante la técnica de restauración atraumática, como ya se había referido en estudios previos (Dorri *et al.*, 2017).

Por último, la revisión sistemática más reciente, publicada en 2021, incluyó 10 ensayos clínicos aleatorizados, y comparó el comportamiento en restauraciones de Clase II, de distintos tipos de cementos de ionómero de vidrio, incluyendo los de alta viscosidad, además de resinas compuestas y compómeros. Los materiales basados en resina (composites, compómeros y cementos de ionómero de vidrio modificados con resina) mostraron resultados clínicos similares, con un nivel moderado de evidencia. Sin embargo, la escasez de artículos incluidos en esta revisión, sobre los cementos de ionómero de vidrio convencionales no hizo posible dar recomendaciones claras sobre ellos; y en el caso de los ionómeros de vidrio de alta viscosidad se concluyó que harían falta más estudios, antes de poder recomendarlos para preparaciones cavitarias de Clase II (Siokis, Michailidis, Kotsanos, 2021).

Por otro lado, como ya se ha comentado, existen varios estudios clínicos que evalúan resinas compuestas de tipo *bulk-fill* en dentición temporal (Ehlers *et al.*, 2019; Balkaya, Arslan, Pala, 2019, Akman y Tosun, 2020), pero todos ellos son a

corto plazo y no se han incluido hasta ahora, en estas revisiones sistemáticas que los comparan con otros materiales.

El más reciente de estos estudios es un ensayo clínico aleatorizado en el que se comparó a lo largo de un año, el comportamiento de dos composites de tipo *bulk-fill* fluidos con una resina compuesta convencional y un ionómero de vidrio de alta viscosidad. Se observó un comportamiento muy adecuado en el caso de las resinas compuestas y cambios menores al año en el caso del ionómero de vidrio de restauración, que, igualmente se consideró adecuado para restauraciones de Clase II en molares temporales (Akman y Tosun, 2020).

En el estudio de Balkaya *et al.*, 2019 se compararon materiales similares al anterior, pero en este caso los composites de tipo *bulk-fill* fueron de alta viscosidad. En este caso todas las resinas compuestas tuvieron un excelente comportamiento clínico; sin embargo, el cemento de ionómero de vidrio se recomendó solo como material de restauración semipermanente en dentición temporal (Balkaya, Arslan, Pala, 2019).

Finalmente, en el estudio de Ehlers *et al.*, 2019 compararon una resina compuesta *bulk-fill* fluida con un compómero, y para ambos materiales, el comportamiento clínico un año después se consideró excelente (Ehlers *et al.*, 2019).

En base a los resultados obtenidos en estos recientes estudios clínicos podríamos afirmar que los composites de tipo *bulk-fill* tanto fluidos (Ehlers *et al.*, 2019; Akman y Tosun, 2020) como de alta viscosidad (Balkaya, Arslan, Pala, 2019) ofrecen buenos resultados como materiales de restauración de lesiones proximales, en dentición temporal, pero que, sin duda, son necesario más estudios a largo plazo.

1.E. Restauración del punto de contacto y del contorno proximal

La elevada tasa de fracaso de las restauraciones de Clase II en dientes temporales puede estar vinculada a la dificultad de adaptación del material a las paredes cavitarias en la caja proximal (Demarco *et al.*, 2007; H. El-Shamy *et al.*, 2012) o incluso a la falta de reproducción adecuada del contorno proximal (Loomans *et al.*, 2008a). Como ya demostraron Loomans *et al.*, en el 2008, un adecuado contorno proximal aumenta la resistencia a la fractura de la cresta marginal, cuando se aplica una fuerza vertical paralela al eje axial del diente (Loomans *et al.*, 2008a).

Por tanto, un factor determinante en el éxito clínico de las restauraciones de Clase II es reestablecer de forma correcta el punto de contacto entre dientes adyacentes (Chuang *et al.*, 2011). Además de que una reproducción adecuada del mismo permite una correcta función de la dentición, y su pérdida provoca acúmulo de placa bacteriana, impactación alimentaria, lesiones cariosas, migraciones dentarias y problemas periodontales (Loomans *et al.*, 2006a; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Wirsching *et al.*, 2011; Chuang *et al.*, 2011). Además de estos problemas, las restauraciones defectuosas pueden provocar patología pulpar irreversible, que en dentición temporal desemboca con frecuencia en la extracción del diente afectado (Hilgert *et al.*, 2016).

Por último, además de todo esto, unos contactos proximales adecuados permiten una adecuada distribución de las fuerzas oclusales a lo largo de los ejes axiales dentarios, evitando desplazamientos y rotaciones dentarias (Shivakumar, Kalgeri, Dhir, 2015).

A la hora de definir la relación de contacto que existe entre las superficies proximales de dos dientes adyacentes, usamos con frecuencia el término: *punto de contacto*. Esta entidad corresponde al área interproximal, en la que las superficies proximales de dos dientes se tocan, y no a un punto propiamente dicho (Chuang *et al.*, 2011).

Otro término muy empleado en la literatura científica es: la *tensión o resistencia* del punto de contacto, o lo que conocemos en inglés como *proximal*

contact tightness. La tensión o resistencia del punto de contacto entre dientes se ha definido como “una entidad dinámica y fisiológica, de origen multifactorial, que se encuentra altamente influenciada por el tipo de diente y su localización, la hora del día, la posición del paciente, la masticación y los procedimientos restauradores” (Saber *et al.*, 2010).

El hecho de lograr un punto de contacto fuerte y anatómico en las restauraciones de Clase II continúa siendo un reto para la mayoría de los clínicos (El-Shamy *et al.*, 2012). Sin embargo, no se sabe cuál es la resistencia ideal que debería de tener, ni es fácil cuantificarla, ya que existen muchísimas variaciones inter e intraindividuales (Loomans *et al.*, 2007a).

Es evidente que puntos de contacto débiles o inexistentes facilitan la impactación alimentaria, el acúmulo de placa bacteriana y la formación de caries secundarias, entre otros problemas ya citados; pero un punto de contacto demasiado fuerte puede resultar incómodo para el paciente e impedir el uso correcto de seda dental.

En la mayoría de los estudios realizados en dentición permanente, sobre técnicas de restauración, los investigadores prefieren un punto de contacto fuerte y estrecho que restaure las necesidades fisiológicas de cada paciente (Chuang *et al.*, 2011).

Por otro lado, a la hora de realizar una restauración de Clase II, además de la resistencia del punto de contacto, también es importante la reproducción de la morfología correcta de la superficie proximal restaurada (Loomans *et al.*, 2008a), ya que un contorno anatómico también ayuda a prevenir la impactación alimentaria, y a facilitar la higiene (Loomans *et al.*, 2009b). Las restauraciones sobrecontorneadas o con una adaptación deficiente a los márgenes cavitarios provocarían igualmente acúmulo de placa bacteriana, caries secundarias etc., y no tendrían un buen pronóstico a largo plazo (Patras y Doukoudakis, 2012; Loomans *et al.*, 2012).

Por tanto, la calidad de la reproducción adecuada de la superficie proximal entre dientes depende por un lado de la resistencia del punto de contacto, y por otro, del contorno anatómico de la superficie restaurada (Saber *et al.*, 2011).

Los problemas clínicos derivados de una reproducción defectuosa del área de contacto proximal entre dientes se trasladan igualmente a la dentición temporal. De hecho, la morfología de las superficies proximales entre molares temporales tiene una gran relevancia, ya que se ha demostrado que las superficies cóncavas son más predisponentes a la caries (Cortes *et al.*, 2018).

En dentición temporal los molares erupcionan con una ligera separación o diastema entre ellos, pero en torno a los 3 o 4 años se van aproximando entre sí y en más del 90% de los niños se establecen los contactos interproximales en sectores posteriores (Kirthiga *et al.*, 2018a), que especialmente en los arcos de tipo Baume II, serían contactos fuertes (Allison y Schwartz 2003a; Novaes *et al.*, 2012).

La localización del punto o área de contacto entre molares temporales, así como el contorno proximal es diferente a la de molares permanentes, por motivos morfológicos (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020).

En molares permanentes, el punto de contacto se encuentra entre la transición de los tercios medio y oclusal de las superficies proximales, en sentido cérvico-oclusal (Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Alonso, Valea, Darriba, 2019), y en la transición entre el tercio medio y bucal en sentido buco-lingual (Peumans, 2020). Sin embargo, las superficies proximales de los molares temporales son más anchas y planas que las de molares permanentes (Costa *et al.*, 2019) y no está tan claro que la localización sea la misma. Un estudio reciente demuestra, que a diferencia de lo que se esperaba, en los molares temporales el área o punto de contacto está desplazado al tercio oclusal de la superficie proximal, y no más cerca del margen gingival que en dentición permanente (Kirthiga *et al.*, 2018a). Este mismo estudio, crea una clasificación específica para dientes temporales llamada *OXIS*, según la cual habría 4 tipos diferentes de contacto entre molares: *open* o abierto (O), con forma de X (X), con forma de I (I) y con forma de S (S). Los dos últimos corresponderían a los puntos de contacto más fuertes y cerrados (Kirthiga *et al.*, 2018a), que parecen ser los más habituales en niños, en sectores posteriores (Novaes *et al.*, 2012; Kirthiga *et al.*, 2018b). Además de la forma del contacto proximal, en este mismo estudio se observó que todos los contactos de la muestra estaban desplazados hacia el tercio oclusal, e incluso que un elevado número de dientes ya no existía contacto

en el tercio medio y en el tercio gingival de la superficie proximal. Por desgracia, el tamaño muestral de este trabajo no es grande, aunque es importante tenerlo en cuenta, porque cambiaría el paradigma habitual respecto a la localización del punto de contacto en molares temporales.

En dentición permanente, estudios previos han evaluado tanto la resistencia del punto de contacto en las restauraciones de Clase II, como la reproducción del contorno proximal anatómico (Loomans *et al.*, 2006a; Loomans *et al.*, 2008; Saber *et al.*, 2010; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Wirsching *et al.*, 2011). Sin embargo, más allá de nuestro conocimiento, y a pesar de la trascendencia clínica que tiene, los estudios realizados en dentición temporal con este propósito son muy limitados (Dindukurthi *et al.*, 2021; Bhatia *et al.*, 2021).

En cualquier caso, para lograr una reproducción adecuada del punto de contacto entre dientes, es necesario el empleo de matrices. La forma y el tamaño de la matriz elegida determinan en gran medida el contorno proximal, especialmente en sentido cérvico-oclusal (Loomans *et al.*, 2008b; Keogh, 2015).

Las matrices permiten lograr un adecuado contacto con el diente adyacente, y evitan la extrusión hacia los tejidos gingivales, y el resto de las paredes cavitarias, del material restaurador, pero, por otro lado, conseguir una correcta adaptación aumenta la dificultad del procedimiento restaurador (Gilmour *et al.*, 2008). En dentición temporal, la complejidad técnica es aún mayor, debido al tamaño reducido de la boca de los niños y a su escasa colaboración en algunas situaciones (El-Housseiny *et al.*, 2019), unido al hecho de que las superficies de contacto proximal son más amplias y planas, y que además la altura de la corona clínica es menor (Ribeiro, 2018), dificultando la inserción y adaptación correcta de las matrices (Bhatia *et al.*, 2021).

1.E. 1. Sistemas de matrices

Para reproducir el punto de contacto y el contorno de la superficie proximal se requiere la utilización de matrices. Una matriz es una porción de metal o de otro tipo de material, diseñada para ayudar a retener y dar forma adecuada al material

de restauración, durante su colocación y endurecimiento dentro de una cavidad (Ritter , Boushell, Walter, 2019). Su principal función es compensar la falta de paredes de una cavidad para dar contención al material (Bauer, 1986), pero, además, su objetivo final es la recreación de la forma natural del diente y de la posición de su contacto proximal con el diente adyacente (Owens y Phebus, 2016).

Las primeras y más antiguas versiones de matrices se fabricaron para las restauraciones directas de oro. A mediados del siglo XIX, ya se consideraban imprescindibles para poder usar la amalgama de plata y condensarla dentro de las preparaciones cavitarias. Inicialmente se fabricaron de estaño, latón y cobre, hasta que comenzaron a hacerse algo más tarde de acero inoxidable (Owens y Phebus, 2016).

Históricamente las matrices se han clasificado como circunferenciales, que rodean toda la superficie del diente, y seccionales, cuando sólo cubren una única superficie proximal. Algunas pueden emplearse de forma aislada y otras con ayuda de un retenedor (Bauer, 1986).

Las primeras matrices usadas fueron las circunferenciales y se empleaban con retenedores basados en un sistema de tornillo, de los cuales evolucionó el retenedor Tofflemire, creado en 1946 por el doctor que le dio su nombre. A este sistema de retenedor y banda metálica de matriz, se le consideró en su día como sistema universal (Owens y Phebus, 2016), y actualmente sigue empleándose y enseñándose durante la formación de Grado de muchas universidades (Almushayti y Arjumand, 2022).

Sin embargo, en las últimas décadas, las matrices seccionales han experimentado un enorme desarrollo y han demostrado ser mucho más eficaces clínicamente en la reproducción del punto de contacto en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2006a; Wirsching *et al.*, 2011).

1.E.1.1. Requisitos de una matriz

Todas las matrices deben de cumplir una serie de requisitos para ser eficaces.

En primer lugar, las matrices deben de ser lo suficientemente rígidas para colocarse entre dientes adyacentes, pero al mismo tiempo flexibles para adaptarse a los contornos anatómicos (Lawson, 2021). Igualmente deben ser estables, tanto en sentido cérvico-oclusal como vestibulo-lingual y permitir una inserción adecuada del material de restauración, mientras el diente adyacente queda protegido durante la técnica adhesiva (Peumans, 2020).

Los objetivos que deben cumplir la matriz ideal se citan a continuación (MacKenzie, Burke, Shortall, 2012):

- Promover la formación de contactos proximales fuertes y bien posicionados, empleando matrices finas, contorneadas y que se puedan bruñir.
- Reducir el riesgo de impactación alimentaria.
- Reducir el riesgo de fracaso adhesivo (habitual en márgenes cervicales y cajas proximales).
- Reproducir anatómicamente la emergencia del punto de contacto para facilitar la higiene y la autolimpieza.
- Reducir el riesgo de extrusión del composite.
- Promover la separación dentaria para compensar el grosor de la matriz.
- Permitir el control de la humedad y la hemostasia en las situaciones clínicas en las que no sea posible el empleo del aislamiento absoluto.

Para cumplir estos objetivos, las matrices se colocan junto al empleo de cuñas. Las cuñas separan ligeramente el diente a restaurar del diente adyacente, para compensar el espesor de la matriz, pero, sobre todo, permiten la adaptación de la matriz al contorno del piso cavitario (Peumans, 2020) y evitan la extrusión del material de restauración hacia gingival (Mackenzie, 2009; Bhatia *et al.*, 2021). Pueden colocarse por vestibular o por lingual, aunque suele hacerse por lingual porque el espacio de la tronera es mayor. Existe una gran variedad de tipos en función del material y de la forma, y poseen diferentes tamaños para adaptarse a las distintas situaciones clínicas. De esta forma, podemos encontrar las tradicionales

cuñas de madera, más empleadas actualmente para realizar el preacuíado antes de la obturación propiamente dicha; y las anatómicas, confeccionadas de plástico y de silicona, que suelen asociarse a las matrices seccionales (Peumans, 2020).

1.E.1.2. Clasificación de las matrices

Aunque existe una gran variedad de matrices disponibles en el mercado, nos centraremos en describir las más empleadas en sectores posteriores, por ser propósito de nuestro estudio.

Clínicamente, las matrices que más se utilizan para la restauración de los sectores posteriores, tanto en dentición permanente como en dentición temporal son las matrices metálicas porque permiten el bruñido contra el diente adyacente y son más rígidas y fáciles de colocar. Las matrices transparentes, sin embargo, son algo más gruesas y difíciles de insertar entre los dientes (Mackenzie, 2009) y requieren de una mayor apertura del punto de contacto, tanto en sentido vertical como horizontal entre los dientes a restaurar, lo que implica de un sacrificio de tejido sano (Hinton, 2021).

En la tabla 1.2 se muestran algunos ejemplos de matrices metálicas indicadas para restauraciones en sectores posteriores adaptada de Hinton, 2021

Tabla 1.2 Ejemplos de matrices más habituales en sectores posteriores	
Tipo	Nombre (Casa comercial)
Seccionales	Palodent/Palodent Bitine/Palodent Plus/Palodent V3 (Dentsply Sirona,)
	Composi-Tight/Composi-Tight Gold/ Composi-Tight Silver Plus (Garrison Dental Solutions)
	Matrices Lug preformadas (Tor VM)
	V-3 Ring Matrix (Micerium)
	Fender Mate (Directa)
	My Clip 2.0 (Polydentia)
Circunferenciales	Tofflemire (KerrHawe,) SuperMat (KerrHawe)
	Walser matrix (Dr Walser Dental GgmbH)
	Automatrix system (Dentsply Sirona)
	Lucifix matrix (Hawe Neos Dental)
	Pro-Matrix (Astek Innovations Ltd)
	Metafix (KerrHawe)
	Omnimatrix (Ultradent)
	Palodent 360 (Dentsply Sirona)

Matrices circunferenciales

Las matrices circunferenciales son aquellas que se colocan rodeando al diente y estarían indicadas en las situaciones en las que la preparación cavitaria se extiende más allá de las superficies proximales, incluyendo parte de las superficies bucal y lingual (Lawson, 2021), y en preparaciones cavitarias en las que ambas superficies proximales han de ser restauradas.

Estas matrices pueden requerir de un retenedor como el tradicional sistema Tofflemire, que es reutilizable y permite adaptar tanto matrices rectas como precontorneadas. Pero otras matrices circunferenciales, como la Automatrix y la SuperMat, son sistemas tensionales, pero sin retenedor, lo cual facilita su empleo en

zonas de difícil acceso. Estas últimas se ajustan al contorno dentario mediante dispositivos especiales para tensionar la matriz.

Otras, como la Lucifix pueden tensionarse manualmente, aunque el acceso manual en ciertos sectores puede ser una maniobra complicada (Lawson, 2021).

Estas matrices deben acompañarse del empleo de cuñas, a excepción de la matriz de Walser, cuyo fabricante indica que se puede emplear sin necesidad de colocarlas.

Matrices seccionales

Las matrices seccionales, como su nombre indica, se colocan exclusivamente en el área de contacto que se va a restaurar, orientando la parte convexa de la matriz contra el diente adyacente (Mackenzie, 2009).

Los anillos de separación se suelen colocar en combinación con estas matrices con el fin de crear un espacio interdental adicional al obtenido con la cuña, conseguir una mayor estabilidad y adaptar la matriz al contorno dentario. No son elementos esenciales como las cuñas que sí han de colocarse en todos los casos. Los anillos de separación pueden ser de distintos materiales, formas y tamaños, y a su vez tienen puntas que pueden ser rectas o tener forma de V (Peumans, 2020). En ciertas situaciones clínicas, se pueden emplear otros elementos complementarios como el teflón y la resina fluida que ayudan a ajustar adecuadamente las matrices para lograr contactos proximales lo más firmes y anatómicos posibles (Peumans, 2020).

Entre las matrices seccionales las opciones son muy variadas, en función de su contorno, rigidez y grosor. Las primeras matrices de este tipo, como Palodent o Composti-Tight, reproducían los contornos más básicos de los molares, y se combinaban con anillos metálicos de puntas rectas. Hoy en día, estos sistemas han evolucionado y existen matrices seccionales más sofisticadas que tratan de adaptarse también a los contornos gingivales y las crestas marginales, como la Palodent-Plus o la Composti-Tight 3D (Lawson, 2021). Estas últimas se combinan con

anillos de puntas en *V*, que no interfieren con la colocación de la cuña, para así darle más estabilidad y lograr una mejor adaptación, consiguiendo disminuir la creación de excesos o sobrecontornos (El-Shamy *et al.*, 2012).

Otras matrices seccionales menos conocidas, como Fender Mate, integran en un único dispositivo la matriz y la cuña, y se emplea sin anillo de separación (Owens y Phebus, 2016; Dindukurthi *et al.*, 2021).

Los avances tecnológicos tanto en las matrices, como en los anillos y las cuñas permiten una mejor adaptación gingival y contorno más anatómico, así como el empleo de las matrices seccionales en cavidades de mayor anchura.

1.E.2. Reproducción de la superficie proximal en dentición temporal

La reproducción de la superficie proximal y del punto de contacto en las restauraciones adhesivas no está libre de dificultad, por lo que estas características han sido objeto de investigación tanto en estudios *in vivo* (Loomans *et al.*, 2006a; 2007b; Wirsching *et al.*, 2011; Balkaya, Arslan, Pala, 2019) como *in vitro* (Loomans, *et al.*, 2008b; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Saber *et al.*, 2010; Saber *et al.*, 2011; El-Shamy *et al.*, 2012; Loomans *et al.*, 2012; El-Shamy *et al.*, 2019; Muduroglu *et al.*, 2020). Sin embargo, todos los estudios se han centrado en evaluar estos aspectos en dentición permanente. Los estudios en dentición temporal son casi inexistentes.

Los estudios clínicos son complejos y tienen muchas limitaciones ya que existe una gran variabilidad en el tipo de contacto proximal de los dientes en distintos individuos, e incluso entre dientes de un mismo individuo a distintas horas del día (Loomans *et al.*, 2006b). Esta heterogeneidad se debe a la gran cantidad de factores propios de una situación clínica (estado periodontal, posición del paciente, presión masticatoria, hora del día...) que resultan muy difíciles de controlar e individualizar, haciendo casi imposible evaluar sin sesgo, y de forma objetiva, las variables que se pretenden analizar (Kampouropoulos *et al.*, 2010b; El-Shamy *et al.*, 2019). Por ello la mayoría de los estudios realizados son *in vitro* (Loomans *et al.*, 2008b; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; M. H. Saber *et al.*, 2010; Saber *et al.*, 2011; H.

El-Shamy *et al.*, 2012; Loomans *et al.*, 2012; El-Shamy *et al.*, 2019; Muduroglu *et al.*, 2020).

Las publicaciones existentes se han centrado mayoritariamente en evaluar la resistencia del punto de contacto con el diente adyacente tras la restauración y algunos otros han evaluado también la morfología de la superficie proximal obtenida (Chuang *et al.*, 2011; Kampouropoulos *et al.*, 2010b), y la presencia de sobrecontorno según el tipo de matriz empleada (Loomans *et al.*, 2009a; B. Loomans *et al.*, 2012).

Loomans *et al.*, 2006, fueron los pioneros en comparar el comportamiento de distintos tipos de matrices seccionales y circunferenciales, observando que los valores de resistencia del punto de contacto decrecían cuando se utilizaban matrices circunferenciales; sin embargo, se mantenían sin diferencias entre los distintos operadores, en el caso de las matrices seccionales (Loomans *et al.*, 2006a). Posteriormente, otro estudio clínico realizado por Wirsching *et al.*, en preparaciones cavitarias tanto de dos como de tres superficies, confirmaron los resultados anteriores en el sentido en que los puntos de contacto fueron más fuertes en todos los casos cuando se utilizaban las matrices seccionales (Wirsching *et al.*, 2011).

Estudios similares *in vitro* (Saber *et al.*, 2010; Saber *et al.*, 2011) e *in vivo* (Loomans, 2007) evaluaron además de diferentes tipos de matrices seccionales y circunferenciales, distintos medios adicionales para aumentar la resistencia del punto de contacto, como instrumentos de mano, anillos y cuñas. Las conclusiones obtenidas en estos estudios fueron que los anillos de separación permiten obtener puntos de contactos más estrechos y fuertes, y que el empleo de la cuña y/o el instrumento de mano para obtener separación interdental son insuficientes (Saber *et al.*, 2010).

En definitiva, los estudios *in vitro* realizados en dientes permanentes y confirmados clínicamente, han demostrado que el empleo de matrices seccionales junto a anillos de separación reproduce mejor el punto de contacto, que cuando se emplean matrices circunferenciales (Loomans *et al.*, 2006a; Saber *et al.*, 2010; Wirsching *et al.*, 2011; El-Shamy *et al.*, 2012; Peumans, 2020).

Por otra parte, parece un hecho evidente que mediante el empleo de matrices circunferenciales se obtienen contornos planos en sentido ocluso-gingival (Chuang *et al.*, 2011) y crestas marginales delgadas y consecuentemente menos resistentes a la fractura (Loomans *et al.*, 2008b).

Hay que considerar, sin embargo, que con las matrices circunferenciales se obtienen menos excesos y sobrecontorno que con las matrices seccionales (Loomans *et al.*, 2009a; Chuang *et al.*, 2011); así como el hecho de que algunas matrices seccionales, especialmente delgadas y deformables, pudieran generar zonas de concavidad en la superficie restaurada (Loomans *et al.*, 2006a; Chuang *et al.*, 2011; Peumans, 2020).

Por otra parte, en todos estos estudios realizados en dentición permanente, el único material testado ha sido siempre la resina compuesta, probablemente porque es el material más empleado tanto en dentición permanente (Aminoroaya, Neisiany, Nouri, 2020), como en dentición temporal (Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh 2019) y debido a su contracción de polimerización y falta de condensabilidad, tiene limitaciones a la hora de reproducir puntos de contacto adecuados (Patras y Doukoudakis, 2012; El-Shamy *et al.*, 2019).

De hecho, en dentición permanente también se ha testado la influencia de resinas compuestas con diferente consistencia, comparando tanto resinas convencionales con resinas compactables (Peumans *et al.*, 2001b), como resinas convencionales con resinas fluidas de tipo *bulk-fill* (El-Shamy *et al.*, 2019). Incluso se ha testado la influencia de la contracción de polimerización tras la aplicación de luz (El-Shamy *et al.*, 2012) en la resistencia del punto de contacto. En base a estos estudios y de forma general, se puede afirmar que las resinas compuestas fluidas obtienen puntos de contacto más débiles, y que las lámparas de baja potencia logran crear puntos de contacto más fuertes, puesto que provocan menor contracción de polimerización.

Otro factor que se ha considerado en la reproducción del punto de contacto, son las distintas técnicas de inserción del composite (El-Shamy *et al.*, 2019), observando que los composites de tipo *bulk-fill* insertados en bloque, obtienen

valores de resistencia de punto de contacto similares a los convencionales, siempre que la consistencia del material sea la misma.

Después de revisar la literatura científica, podemos observar que en dentición temporal la situación es muy diferente a la descrita. Los estudios a propósito de una reproducción adecuada del punto de contacto son muy escasos (Dindukurthi *et al.*, 2021; Bhatia *et al.*, 2021), y no se habían publicado cuando comenzamos el presente trabajo de investigación.

Además, la literatura científica es muy poco específica respecto al tipo de matrices más empleados en dentición temporal, y en los estudios de comportamiento clínico de restauraciones posteriores que incluyen Clases II no es frecuente detallar el modelo usado (Hübel y Mejàre, 2003; Ghaderi y Mardani, 2015; Alyahya, Khanum, Qudeimat, 2018; Gok Baba, Kirzioglu, , 2020) o no coincide entre los distintos autores (Bücher *et al.*, 2015b; Gaintantzopoulou, Gopinath, Zinelis, 2017b; Tal *et al.*, 2017b; Akman y Tosun, 2020; Dindukurthi *et al.*, 2021; Bhatia *et al.*, 2021).

Por otra parte, y a pesar de que las matrices seccionales junto a anillos de separación han demostrado ser las más eficaces en la obtención de puntos de contacto adecuados; sólo un 10% de los clínicos las emplearía, según Gilmour *et al.*, en 2009, aludiendo como causas posibles el mayor coste económico, el mayor tiempo requerido en su colocación, o la falta de destreza en su uso (Hinton, 2021). Y esta situación podría agravarse en dentición temporal, en la que, como ya se ha comentado, los procedimientos operatorios se encuentran limitados por el tiempo de trabajo y el grado de colaboración del paciente (Dias *et al.*, 2018c; Amaireh, Al-Jundi, Alshraideh, 2019).

De hecho, en uno de estos estudios recientes, realizado en molares temporales, en niños de 5 a 9 años, se comparó tanto el tiempo de colocación entre una matriz seccional y una circunferencial, como el grado de aceptación del paciente a estas matrices, obteniendo como conclusiones que las matrices circunferenciales fueron mejor toleradas por los pacientes en más de un 60% de los casos, pero, además, más eficientemente colocadas que las matrices seccionales (Bhatia *et al.*, 2021). Este hecho se asoció a que las matrices circunferenciales tienen contornos

planos y son, por tanto, mucho más fáciles de insertar en el espacio interproximal (Kampouropoulos *et al.*, 2010b), y al hecho de que con estas matrices no sea necesario el empleo del anillo de separación (Bhatia *et al.*, 2021).

En estos dos estudios clínicos, realizados en dentición temporal, la evaluación de la resistencia del punto de contacto no se realizó de forma especialmente objetiva, puesto que el sistema de evaluación empleado fue el hilo dental en un caso (Bhatia *et al.*, 2021), y en el otro la inspección visual de dos operadores (Dindukurthi *et al.*, 2021). En estos estudios, la prioridad no fue realizar un análisis detallado de la influencia de estas matrices en el área proximal restaurada, sino la de analizar la preferencia del paciente entre los distintos tipos de matrices (Bhatia *et al.*, 2021), así como la percepción para el clínico del grado de dificultad en su empleo (Dindukurthi *et al.*, 2021; Bhatia *et al.*, 2021).

En cualquier caso, el estudio de Bhatia *et al.*, coincide con los estudios realizados en dentición permanente, en el sentido de que los puntos de contacto obtenidos se consideraron mejores cuando se emplearon las matrices seccionales (Bhatia *et al.*, 2021).

En el otro estudio comentado, no se observaron diferencias entre los diferentes tipos de matrices, pero podemos destacar que, por primera vez, un estudio emplea como material de restauración un cemento de ionómero de vidrio; a pesar de que no se especifica ni el tipo ni la marca (Dindukurthi *et al.*, 2021). En este mismo estudio se realizó además una evaluación morfológica mediante radiografías de los contornos proximales obtenidos, sin encontrar diferencias relevantes entre los distintos tipos de matrices empleadas.

Por otra parte, así como en dentición permanente sí que se ha evaluado la influencia que tiene el tipo de consistencia de la resina compuesta, así como su grado de contracción de polimerización, y técnica de inserción en la reproducción adecuada del contorno proximal, no es así en dentición temporal. En este caso, no existen estudios que evalúen los distintos tipos de materiales empleados con el dicho objetivo, y todo ello, a pesar de que como ya se ha comentado existe una gran variabilidad en el tipo de materiales clínicamente empleados en dientes primarios, que tanto por sus diferentes características de consistencia y de composición

podrían influir en su adaptación a las cavidades dentarias, y a los diferentes tipos de matriz.

Hasta donde nos consta en un único estudio en dentición temporal (Dindukurthi et al., 2021) se empleó un cemento de ionómero de vidrio con distintos tipos de matrices, pero no se pudo evaluar su influencia puesto que no se comparó con otro tipo de materiales.

En definitiva, podemos concluir, que son necesarios más estudios tanto *in vitro* como *in vivo* en dientes deciduos, a propósito de la resistencia del punto de contacto y de la morfología de las superficies proximales restauradas.

2. Hipótesis

2. HIPÓTESIS

Las hipótesis nulas (H_0) del presente trabajo de investigación fueron las siguientes:

- 1) No existen diferencias significativas en los valores de resistencia del punto de contacto en restauraciones de Clase II en molares temporales, al emplear distintos tipos de materiales de restauración (resina compuesta convencional, resina compuesta *bulk-fill* y cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad), ni diferentes sistemas de matrices.
- 2) La reproducción de la morfología proximal y la presencia de defectos marginales de obturaciones de Clase II en molares temporales, son similares independientemente del tipo de material de restauración y del sistema matriz empleado en su restauración.

3. Objetivos

3. OBJETIVOS

Los objetivos del presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

- 1) Determinar la influencia del tipo de material restaurador empleado (resina compuesta convencional, resina compuesta *bulk-fill* y cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad) así como del sistema de matrices utilizado, en la resistencia del punto de contacto en restauraciones de Clase II en molares temporales.
- 2) Evaluar la morfología de la superficie proximal y los defectos marginales de obturaciones de Clase II en molares temporales, restaurados con los materiales anteriormente citados y los distintos sistemas de matrices, utilizando imágenes tridimensionales de las mismas.

4. Material y método

4. MATERIAL Y MÉTODO

El presente estudio experimental *in vitro* se realizó con el objetivo de analizar la influencia que tienen tanto el tipo de material de restauración, como el tipo de matriz empleados, en la resistencia del punto de contacto y en la morfología de la superficie proximal de restauraciones de Clase II en molares temporales.

Se prepararon restauraciones de Clase II compuestas, en la superficie mesial de segundos molares temporales inferiores izquierdos montados en tipodonto, y posteriormente se evaluó tanto la resistencia del punto de contacto entre el primer y el segundo molar temporal, como la calidad de la superficie proximal restaurada.

4.A. Preparación de muestras y grupos experimentales

La preparación de las muestras se realizó en el laboratorio de investigación del área de Estomatología en la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Rey Juan Carlos.

Se emplearon dientes de resina artificiales montados en un tipodonto infantil (Frasaco, AK-6/DA Pediatric Typodont, Grennville, EE.UU.). Se seleccionó un segundo molar temporal de resina y se realizó una preparación cavitaria ocluso-mesial de dimensiones estandarizadas, para que sirviera como diente maestro (Chuang *et al.*, 2011) (Figura 4.1).

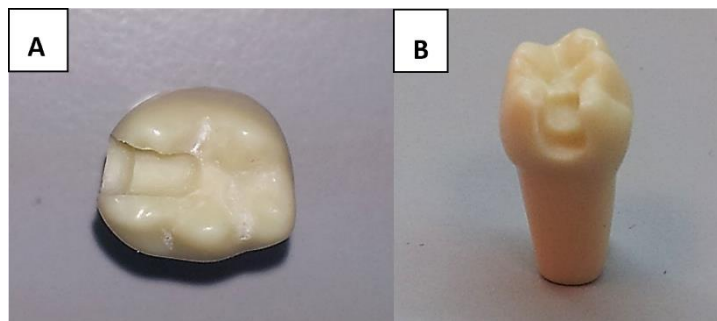


Figura 4.1 A. Vista oclusal de la preparación cavitaria B. Vista proximal

Las dimensiones establecidas fueron las siguientes (Figura 4.2):

- Caja oclusal: 2.5 mm en sentido buco-lingual, 3 mm en sentido mesio-distal y 2 mm ocluso-pulpar.
- Caja proximal: 3 mm en sentido buco-lingual, 1.5 mm en sentido mesio-distal y 3.5 mm ocluso-gingival.

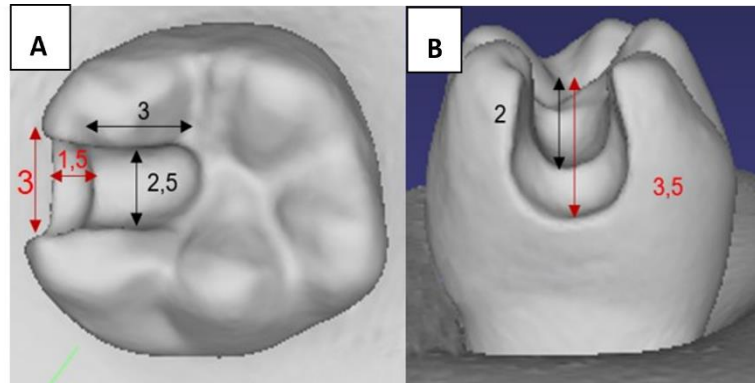


Figura 4.2 Dimensiones de la preparación cavitaria **A.** Visión oclusal **B.** Visión proximal. Valores en negro para la caja oclusal y en rojo para la caja proximal

Para ello se emplearon dos tipos diferentes de fresas de diamante montadas en turbina: redonda 801 \varnothing 1/10: 012 y 801 \varnothing 1/10: 010 (Komet, Lemgo, Alemania), para las cajas oclusal y proximal respectivamente.

A partir de este molar *maestro* con la preparación cavitaria de Clase II, y con la finalidad de estandarizar el proceso, se solicitó al laboratorio Odeme (Odeme Dental Research, Luzerna, Santa Catarina, Brasil) la confección de 144 segundos

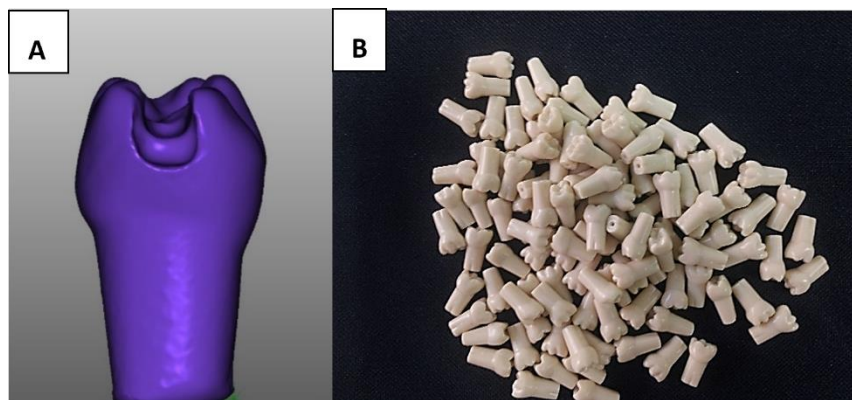


Figura 4.3 **A.** Imagen escaneada por Odeme del molar con preparación cavitaria. **B.** Réplicas idénticas obtenidas (144).

molares temporales de resina acrílica, con cavidades idénticas de Clase II (Figura 4.3).

Cada uno de los segundos molares temporales se restauró montado en el tipodonto, con la finalidad de simular las condiciones clínicas y todas las restauraciones se realizaron por un único operador (Fátima Cerdán), tal y como sugieren otros autores (Loomans *et al.*, 2009b; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; El-Shamy *et al.*, 2012).

Previamente a las restauraciones, el primer molar temporal adyacente se sustituyó por una réplica metálica que se fijó permanentemente en el tipodonto, para así evitar el desgaste durante los procedimientos restauradores, y de esta forma las posibles alteraciones en las futuras mediciones de resistencia del punto de contacto (Loomans *et al.*, 2008; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Saber *et al.*, 2010) (Figura 4.4).



Figura 4.4 A. Segundo molar montado en tipodonto, listo para proceder a su restauración. Primer molar sustituido por réplica metálica. B. Visión vestibular. C. Visión oclusal.

Los dientes preparados fueron aleatoriamente asignados a los diferentes grupos experimentales (n=12), en función del material de restauración y de los sistemas de matrices utilizados, que se detallan en adelante.

Los materiales utilizados en la restauración fueron los siguientes (Figura 4.5):

1. Resina compuesta nanohíbrida, Filtek Z500 (3M Oral Care, St Paul, MN, EE. UU), aplicada mediante técnica incremental.
2. Resina compuesta tipo *bulk-fill* de alta viscosidad, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M Oral Care).
3. Cemento de ionómero de vidrio de restauración, Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative (3M Oral Care).



Figura 4.5 A. Resina compuesta nanohíbrida Filtek Z500 B. Resina compuesta Filtek Bulk Fill Posterior Restorative. C. Ionómero de vidrio Ketac Universal Aplicap.

La composición de los materiales utilizados, el número de lote y fabricante se detallan en la tabla 4.1

Estos diferentes tipos de material restaurador se aplicaron en las cavidades combinándolos con cada uno de los cuatro sistemas de matrices siguientes (Figura 4.6):

1. Tofflemire: Matriz circunferencial (Hawe Steel Matrix Bands 5 mm/0.03mm, KerrHawe, Bioggio, Suiza) y retenedor Tofflemire.
2. AutoMatrix: Matriz circunferencial AutoMatrix Retainerless Matrix System, tamaño Narrow Regular (Dentsply Sirona, Milford, DE, EE.UU.).
3. Matriz recta con anillo: Hawe Steel Matrix Bands 5 mm/0.03mm (KerrHawe) y anillo de separación “V-tines” (Composi-Tight Clear Ring).
4. Matriz seccional preformada: Composi-Tight 3.2 mm Paediatric Matrix Bands (M-series) (Garrison Dental Solutions, Spring Lake, MI, EE.UU.).

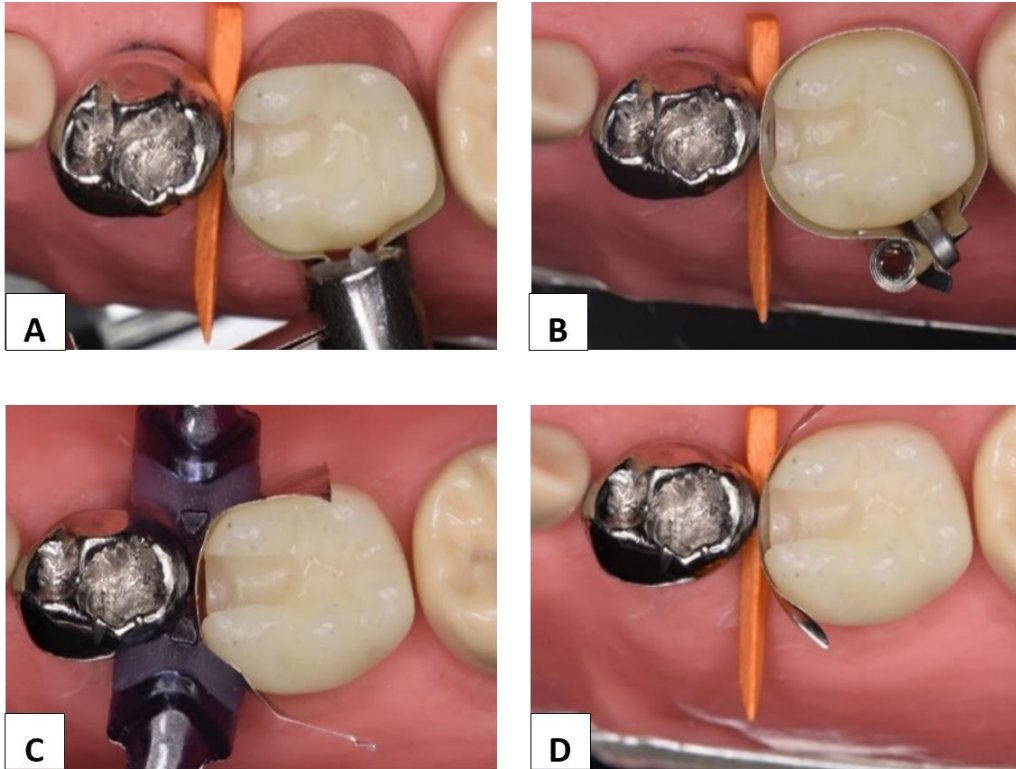


Figura 4.6 **A.** Matriz circunferencial y retenedor Tofflemire **B.** Matriz circunferencial Automatrix retainerless **C.** Matriz recta con anillo de separación **D.** Matriz preformada Composit- Tight Paediatric.

Las características de las matrices se detallan en la tabla 4.2.

Tabla 4.1. Materiales de restauración utilizados en el presente estudio

Material de restauración (Empresa) Color/Lote	Tipo	Composición
Filtek Z500 (3M Oral Care, St Paul, MN, EE. UU) A1/N636628	Resina compuesta convencional nanohíbrida	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, Partículas de relleno: zirconia y sílice. 78.5 % en peso, 59.5 % en volumen
Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M Oral Care) A1/N631878	Resina compuesta <i>bulk fill</i> , alta viscosidad	UDMA aromático, UDMA, sílica, DDDMA, cerámica tratada con silano, ácido pentanedioico, productos de reacción 2,2-dimetil-4-metileno- con glicidil metacrilato, EDMAB, benzotriazol, dióxido de titanio Partículas de relleno: zirconia, sílice y trifluoruro de Yterbio. 76.5 % en peso, 58.4 % en volumen.
Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative (3M Oral Care) A1/ LOT 582332	Cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad	Polvo: Oxido de vidrio Líquido: Agua, copolímero de ácido acrílico y ácido maleico Ácido tartárico
Abreviaturas: Bis-GMA: bisfenol-A-diglicidil-dimetacrilato; Bis-EMA: etoxilato bisfenol A dimetacrilato; TEGDMA: trietilenglicol dimetacrilato; UDMA: uretano dimetacrilato; DDDMA: 1,12-dodecano dimetacrilato; EDMAB: etil 4-dimetil aminobenzoato		

Tabla 4.2. Sistemas de matrices, características y elementos adicionales (retenedor, anillo de separación) seleccionados para el presente estudio.

Sistema de matriz	Nombre comercial (Empresa)	Características	Altura Grosor	Elementos adicionales
Tofflemire	Hawe Steel Matrix Band (KerrHawe)	Circunferencial Recta Metálica	5 mm 0.03 mm	Retenedor Tofflemire
Automatrix	AutoMatrix Retainerless Matrix System Narrow Regular (Dentsply Sirona)	Circunferencial Recta Metálica	4.76 mm 0.051 mm	-
Matriz recta con anillo	Hawe Steel Matrix Band (KerrHawe)	Seccional Recta Metálica	5 mm 0.03 mm	Anillo de separación: Composi-Tight Clear Ring (Garrison)
Matriz seccional preformada	Composi-Tight 3.2 mm Pediatric Matrix Bands (M-series) (Garrison Dental Solutions)	Seccional Contorneada Metálica	3.2 mm 0.04 mm	-

El tamaño muestral fue de $n=12$ que se determinó a partir del estudio piloto realizado, asumiendo un tamaño del efecto de 0.55, un nivel de *alpha* de 0.05 y una potencia del 80%. De esta forma, el estudio consta de 12 grupos experimentales, cada uno de ellos compuestos a su vez por 12 restauraciones distintas.

Los grupos experimentales se resumen en la Figura 4.7:

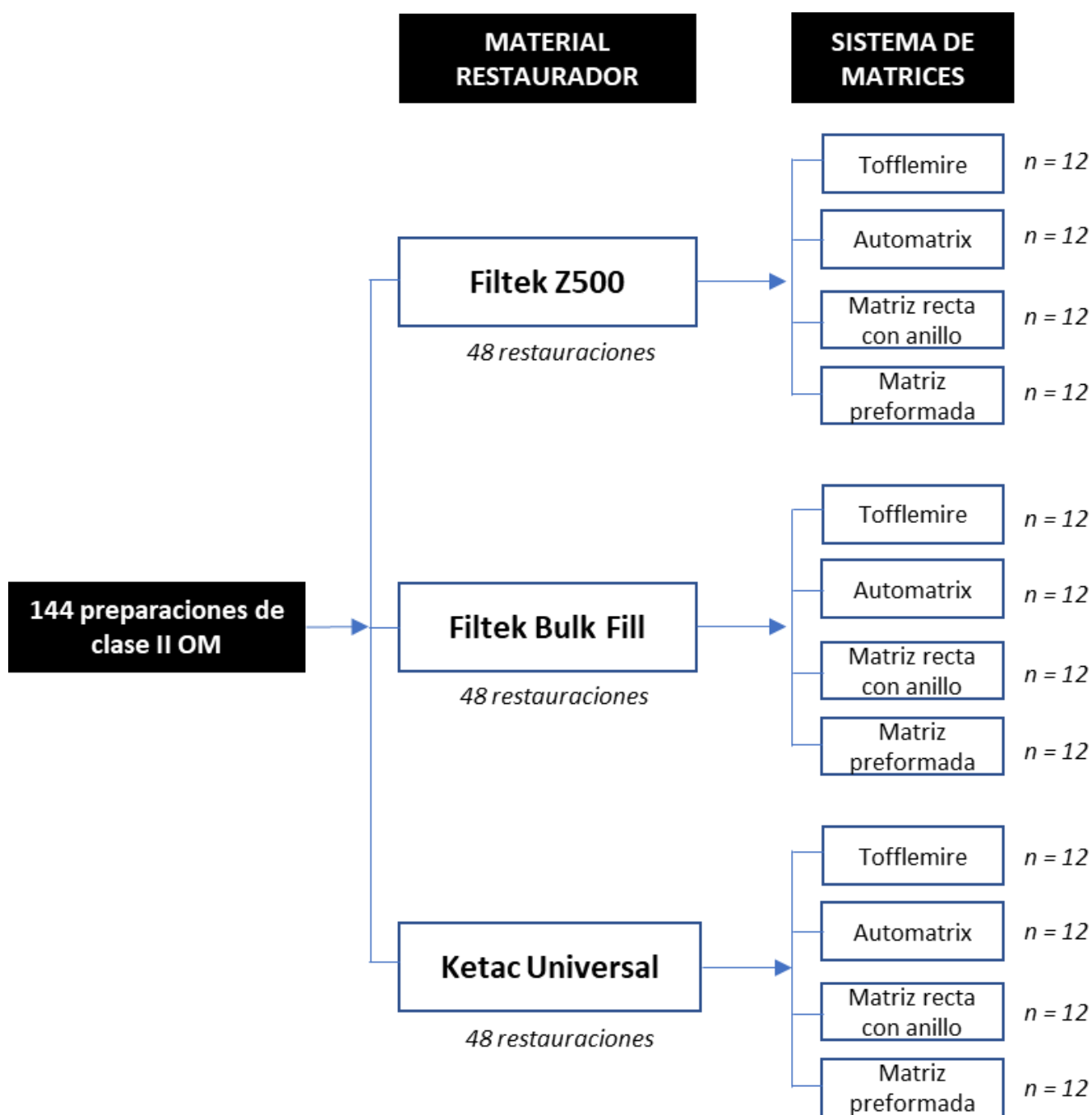


Figura 4.7 Diagrama de flujo representativo de los grupos experimentales y del número de muestras

4.B. Procedimiento restaurador

Una vez montados los dientes con las preparaciones en el tipodonto, se procedió a su restauración. Para ello y en función del grupo experimental, se seleccionó la matriz pertinente y se colocó adecuadamente. Todas las matrices se ajustaron y estabilizaron con la ayuda de cuñas de madera (Hawe Sycamore Interdental Wedges Orange, KerrHawe) y después se bruñó el punto de contacto contra el diente adyacente, empleando un instrumento plástico metálico con un extremo en forma de bola.

La restauración de los dientes se realizó siguiendo las indicaciones del fabricante de los materiales de restauración seleccionados. Todas las restauraciones fueron realizadas por un único operador con más de 15 años de experiencia.

Antes de la restauración con resina compuesta, Filtek Z500 o Filtek Bulk Fill, se aplicó el adhesivo Scotchbond Universal (3M Oral Care), siguiendo las instrucciones del fabricante. Se añadió una gota sobre un *microbrush* y se realizó una ligera fricción en las paredes de la cavidad durante 20 segundos. Se aplicó un chorro suave de aire con la jeringa de aire-agua del equipo sobre el adhesivo con la finalidad de distribuirlo en una fina capa y de evaporar los solventes. Finalmente, se fotopolimerizó durante 10 segundos con la lámpara LED Elipar S10 (3M Oral Care, 1200 mW/cm²).

El composite Filtek Z500 se insertó en la cavidad utilizando la técnica incremental. Para ello se colocaron tres capas con la siguiente disposición: una primera capa horizontal en el piso gingival, seguida de dos incrementos oblicuos, uno bucal y otro lingual. Cada una de estas capas se fotopolimerizó durante 20 segundos desde oclusal, usando la misma unidad LED Elipar S10. Una vez retiradas las matrices, las restauraciones se fotopolimerizaron otros 20 segundos adicionales desde las superficies bucal y lingual.

Este procedimiento restaurador se modificó cuando se utilizó el composite Filtek Bulk Fill Posterior. De acuerdo con las instrucciones del fabricante, la obturación se realizó en *bloque* con un único incremento. El composite se insertó por tanto en un bloque de 3.5 mm, desde el piso gingival hasta el piso pulpar. Tras

modelar la anatomía, cada restauración se fotopolimerizó desde oclusal durante 20 segundos y cuando se retiraron las matrices se añadieron otros 20 segundos adicionales desde las superficies bucal y lingual.

Para los dientes obturados con el cemento de ionómero de vidrio de restauración no se empleó ningún sistema adhesivo ni acondicionador, y el material se aplicó en bloque, siguiendo las instrucciones del fabricante. La cápsula de Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative fue activada, mediante el correspondiente dispositivo que ofrece la casa comercial, en el que se inserta la cápsula y se presiona durante 2 segundos. Una vez activada se retiró de dicho dispositivo y se colocó en una vibradora CapMix rotating mixer (3M Oral Care) para su mezcla, y se vibró durante 10 segundos. Finalmente, el material fue insertado en la cavidad usando el aplicador Aplicap y modelada con un instrumento plástico de bola. Este material no requiere de fotopolimerización, por lo que una vez completado el tiempo de fraguado (3 minutos y 40 segundos desde el comienzo de la mezcla), se retiró cuidadosamente la matriz.

Con la finalidad de no alterar ni modificar las superficies proximales restauradas, no se realizaron técnicas de acabado y pulido en ninguna de las restauraciones (Kampouropoulos *et al.*, 2010; El-Shamy *et al.*, 2012).

4.C. Medición de la resistencia del punto de contacto

La resistencia del punto de contacto se midió en todas las restauraciones inmediatamente después de retirar las matrices.

Para ello se empleó una máquina de tracción universal Instron (Instron 3345, Instron Co, Canton, MA, EE.UU.), en la que se colocó un dispositivo con una mordaza hecha a medida (Odeme Dental Research, Luzerna, Santa Catarina, Brasil) y diseñada a tal efecto (Figura 4.6). Dicha mordaza tenía características similares al *Tooth Pressure Meter* utilizado en estudios de laboratorio previos. (Loomans *et al.*, 2006b)



Figura 4.6

A. Máquina Instron de tracción universal.

B. Mordaza hecha a medida con matriz metálica

Dicha mordaza mantenía en tensión una sección de matriz de 0.05 mm de grosor que se insertaba interdentalmente desde oclusal, entre el segundo molar temporal restaurado y la réplica metálica del primer molar temporal (Figura 4.7). Para realizar la medición, la máquina Instron traccionaba lentamente de dicha mordaza, a una velocidad programada de 0.5 mm/min, y la resistencia del punto de contacto se cuantificó como el máximo valor registrado en Newton (N) al retirar la matriz en sentido oclusal (vertical) (Loomans *et al.*, 2006b).

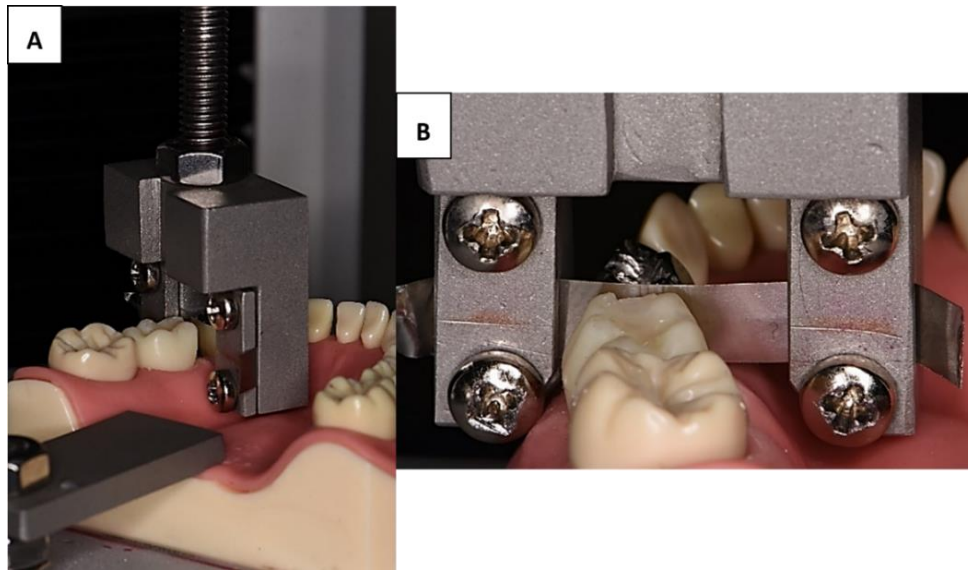


Figura 4.7 A.B. Imágenes detalle con el tipodonto colocado en la máquina Instron y la sección de matriz de la mordaza insertada en área de contacto para su medición.

Se realizaron tres mediciones consecutivas para cada área de contacto, y se empleó la media entre ellas para el análisis estadístico. Los valores obtenidos entre las tres mediciones debían de estar en un rango de 0.5 N y en caso de que alguna de las mediciones sobrepasara dicho rango, se desechó el valor y se repitió la medición. Se procedió igualmente en caso de producirse deformaciones en la matriz o alteraciones, que indicaran cualquier otro tipo de irregularidad (M. H. Saber *et al.*, 2010; Wirsching *et al.*, 2011).

La sección de matriz de 0.05 mm fue reemplazada de la mordaza cada 9 mediciones (3 dientes) o incluso previamente en caso de que se deformara, con la finalidad de evitar errores.

4.D. Características morfológicas: contorno proximal y adaptación marginal

El escaneado de las superficies restauradas para su análisis morfológico, se realizó en el centro de innovación de 3M España S.L. sito en la calle Juan Ignacio Luca de Tena de Madrid.

Para ello, tras el primer ensayo descrito anteriormente, los dientes artificiales restaurados se retiraron del tipodonto y se escanearon empleando el escáner intraoral True Definition (3M Oral Care) (Figura 4.8).



Figura 4.8 Escáner intraoral True Definition, con monitor táctil y varilla de peso ligero. Imagen tomada de Kravitz, Graham, y Redmond 2014.

El escáner intraoral empleado en el presente estudio (True Definition) utiliza la tecnología de imágenes de vídeo *3-D in motion*, mediante un muestreo activo de frente de onda que permite capturar 20 imágenes por segundo, creando un modelo tridimensional (García-Cuesta *et al.*, 2021). Este sistema necesita cubrir la superficie del diente escaneado con una ligera capa de polvo de óxido de titanio, que aumenta el número de puntos de datos de la superficie, así como la dispersión de la luz, mejorando la precisión del escaneado (Kravitz, Graham, Redmond, 2014).

Tras el escaneado se obtuvieron imágenes digitales tridimensionales de cada una de las superficies proximales restauradas, guardadas en archivos STL. Para la visualización de las imágenes se empleó el programa informático de procesamiento de imágenes (MeshLab, Visual Computing Lab ISTI-CNR).

Una vez clasificadas todas las imágenes tridimensionales, y empleando este mismo programa (MeshLab), se realizó la superposición de cada una de ellas con la imagen de la superficie proximal del molar intacto. Este último paso permitió obtener una visión más clara y didáctica de la presencia de excesos correspondientes a las restauraciones.

De cada restauración se obtuvieron por tanto dos imágenes: una simple de la superficie restaurada (diente azulado) y otra compuesta por la misma superficie restaurada, superpuesta a la superficie proximal original del molar intacto (diente anaranjado) (Figura 4.9).

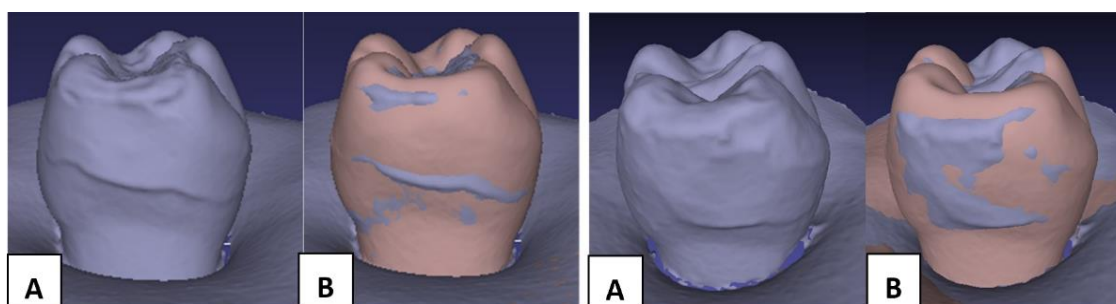


Figura 4.9 Imágenes en archivos STL, obtenidas mediante el programa MeshLab. **A.** Ejemplos de la imagen simple de la superficie restaurada. **B.** Ejemplos de la imagen compuesta por la superposición de la superficie restaurada y el molar

Este procedimiento facilitó una evaluación rigurosa y objetiva de cada una de las muestras, en las que se registró tanto el contorno anatómico de la superficie proximal, como la adaptación marginal del material de restauración.

Para dicha evaluación se aplicó una escala cualitativa y ordinal, específicamente diseñada (Tabla 4.3), mediante la cual se evaluó por un lado la forma del contorno proximal obtenido, y por otro, la adaptación del material de restauración al margen cavitario.

- Contorno proximal

El contorno proximal fue calificado de cuatro formas distintas como: convexo, plano, cóncavo o irregular, como puede observarse en las imágenes de ejemplo (Figura 4.10). El término *irregular* se definió específicamente para aquellas superficies parcialmente convexas o planas, con una concavidad en el área de contacto.

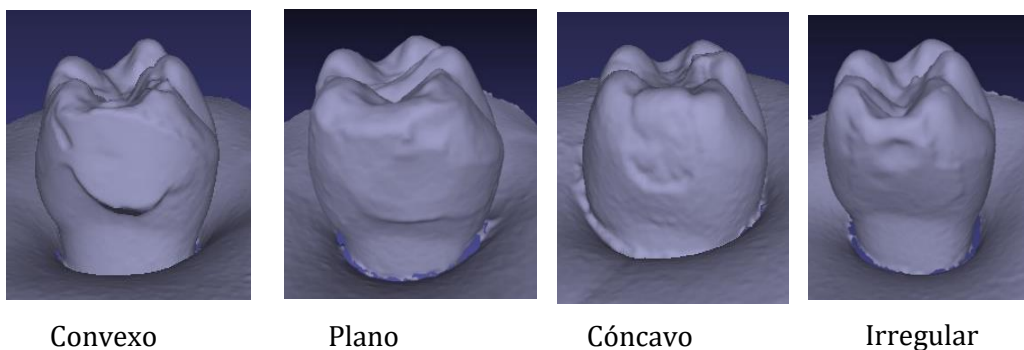


Figura 4.10 Imágenes de ejemplo para las distintas formas de contorno.

- Adaptación marginal

Para el criterio de adaptación marginal se incluyeron dos parámetros: brechas (*gaps*) en los márgenes cavitarios y escalones (*steps*) o rebabas (*flashes*).

El término *brechas* se refiere a la presencia de espacios o poros, en este caso entre la restauración y el margen de la cavidad.

Los escalones designan la presencia de material restaurador en el margen gingival, pudiendo ser un escalón positivo o negativo, en función de que el material sobresalga del margen o por el contrario deje el margen al descubierto. En el presente estudio, por defecto, nos referimos con el término escalón siempre al escalón positivo; es decir, a la presencia de exceso en el margen gingival.

El término *rebaba* lo utilizaremos para indicar la presencia de excesos de material de restauración o adhesivo en las superficies lisas.

Estos parámetros se categorizaron utilizando una escala cualitativa indicativa de la extensión del defecto en los márgenes vestibulares, linguales y

gingivales de la restauración proximal, asignando el valor 0 ante ausencia de estos defectos para cada caso (brechas o escalones/rebabas) y el valor máximo de 3 cuando los defectos estaban presentes en la totalidad de los márgenes (Figuras 4.11 y 4.12).

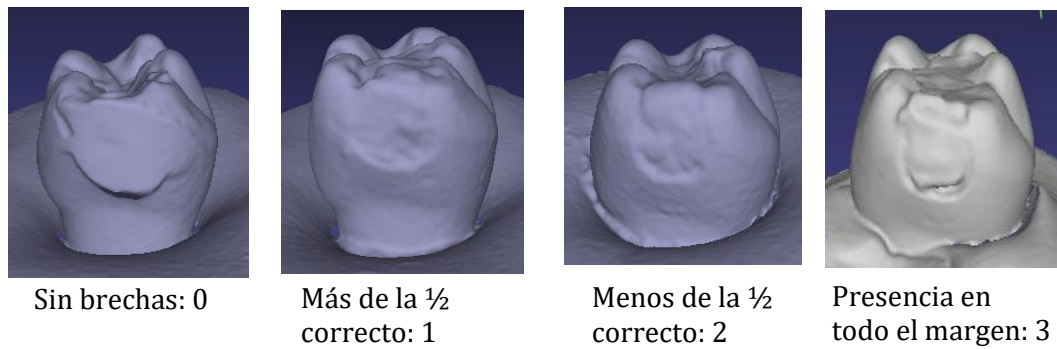


Figura 4.11 Imágenes de ejemplo para categorizar la adaptación marginal, en cuanto a la presencia de *gaps*.

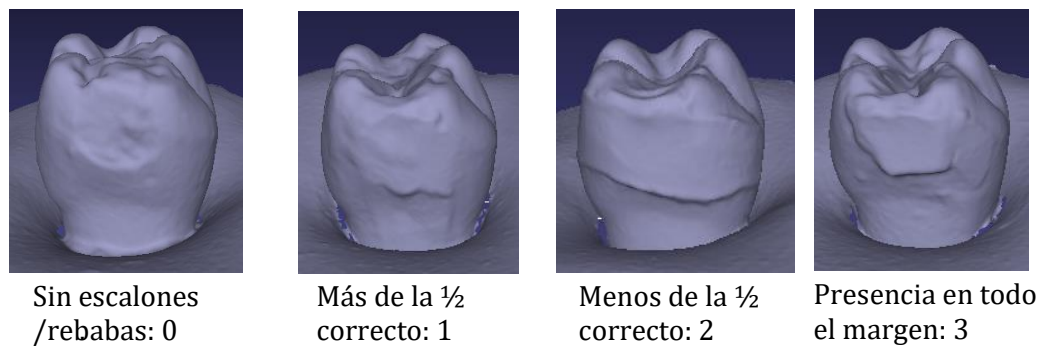


Figura 4.12 Imágenes de ejemplo para categorizar la adaptación marginal, en cuanto a la presencia de escalones y rebabas

Tabla 4.3. Escala cualitativa diseñada para la evaluación morfológica de las superficies proximales restauradas.

Contorno Proximal	Convexo	0
	Plano	1
	Cóncavo	2
	Irregular	3
Adaptación marginal: Brechas	Sin defectos	0
	Más de la ½ del margen correcto	1
	Menos de la ½ del margen correcto	2
	Todo el margen tiene defectos	3
Adaptación marginal: Escalones/Rebabas	Sin excesos	0
	Más de la ½ del margen correcto	1
	Menos de la ½ del margen correcto	2
	Todo el margen tiene excesos	3

4.D.1. Análisis de la fiabilidad de las escalas utilizadas en la evaluación de la morfología proximal.

Para evaluar el grado de acuerdo interexaminador de las escalas utilizadas en la evaluación de la morfología proximal, dos examinadoras (Victoria Fuentes y Fátima Cerdán) evaluaron de forma ciega (sin identificación del grupo al que pertenecían) e independiente, 24 restauraciones del total de muestras, seleccionadas de forma aleatoria. La evaluación se repitió de nuevo por una de las examinadoras a la semana (Fátima Cerdán) con el fin de determinar la fiabilidad test-retest.

Una vez validada la fiabilidad de la evaluación morfológica de las superficies proximales, fue cuando uno de los anteriores examinadores (Fátima Cerdán), evaluó las características de las superficies proximales de todas las restauraciones realizadas.

4.E. Análisis estadístico

4.E.1. Resistencia del punto de contacto

En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo utilizando la media como medida de tendencia central y la desviación estándar como medida de dispersión para cada grupo experimental. Tras confirmar la distribución normal de los valores de cada grupo experimental mediante el test de Kolmogorov-Smirnoff, se aplicó el test de ANOVA de dos vías. Mediante este análisis se determinó la influencia de las variables independientes, material de restauración y tipo de matriz seleccionada, en la variable dependiente resistencia del punto de contacto. Las comparaciones posteriores se realizaron con el test de Tukey.

4.E. 2. Características morfológicas: contorno proximal y adaptación marginal

La fiabilidad de las escalas diseñadas se determinó mediante el grado de acuerdo entre los dos observadores y mediante el coeficiente de fiabilidad test-retest, que permitía comprobar la estabilidad de los resultados en dos periodos diferentes (al inicio y a la semana). Para ello se utilizaron los índices Kappa para evaluar la fiabilidad de la escala referida al contorno proximal, dado que se tratan de variables categóricas nominales, y el índice de Kappa ponderado para las dos escalas de adaptación marginal (presencia de brechas y presencia de escalones /rebabas), dado que ambas utilizan variables categóricas ordenadas. La interpretación de los índices obtenidos se realizó aplicando la escala de Landis y Koch (1977) que define los siguientes grados de acuerdo: muy bajo (<0.20), bajo (0.21 a 0.40), moderado (0.41 a 0.60), bueno (0.61 a 0.80) y excelente (0.81 a 1.00).

El análisis descriptivo tras la evaluación de las características proximales en la totalidad de las restauraciones, utilizando las tres escalas (contorno proximal, presencia de brechas y presencia de escalones/rebabas) se expresó en porcentajes. El contorno proximal y la adaptación marginal fueron analizados usando el test exacto de Fischer.

Todos los datos fueron estadísticamente evaluados con el paquete estadístico IBM SPSS Statistics 20.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, EE.UU.) con un nivel de significación de *alfa* de 0.05.

5. Resultados

5. RESULTADOS

5.A. Resistencia del punto de contacto

Los valores medios y las desviaciones estándar obtenidas en la resistencia del punto de contacto según el tipo de material restaurador utilizado y de matriz quedan reflejadas en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. Valores medios de puntos de contacto en Newton (desviación estándar, de) para cada grupo experimental (n= 12)			
Sistema de Matriz	Material de Restauración		
	Filtek Z500	Filtek Bulk Fill	Ketac Universal Aplicap
	Media (de)	Media (de)	Media (de)
Toffemire	2.3 (0.7) Bb	3.2 (1.0) Bab	3.7 (1.0) Aa
Automatrix	5.6 (2.2) Aa	5.1 (1.3) Aa	3.0 (1.2) Ab
Matriz recta con anillo	5.3 (2.3) Aa	5.7 (1.9) Aa	3.1 (0.9) Ab
Matriz seccional preformada	2.7 (1.0) Bb	4.8 (1.6) Aa	2.4 (1.1) Ab
<p>Letras mayúsculas diferentes en la misma columna indican diferencias estadísticamente significativas entre los distintos sistemas de matriz para cada material de restauración.</p> <p>Letras minúsculas diferentes en la misma fila indican diferencias estadísticamente significativas entre los materiales de restauración para cada sistema de matrices.</p>			

Los resultados del test de Kolmogorov-Smirnoff mostraron la distribución normal de los valores obtenidos en cada grupo experimental (Tabla 5.2). El test ANOVA de dos vías reveló que ambas variables independientes, el material de

restauración y el tipo de matriz empleados influyeron significativamente en los resultados de resistencia del punto contacto obtenidos. La interacción entre ambos factores fue también significativa (Tabla 5.3).

Tabla 5.2. Resultados de la prueba de normalidad (test de Kolmogorov-Smirnoff)

Matriz	Material	Estadístico	gl	Sig.
Tofflemire	Filtek Z500	0.189	12	.200*
	Filtek Bulk Fill	0.145	12	.200*
	Ketac Universal Aplicap	0.152	12	.200*
Automatrix	Filtek Z500	0.192	12	.200*
	Filtek Bulk Fill	0.133	12	.200*
	Ketac Universal Aplicap	0.140	12	.200*
Matriz recta con anillo	Filtek Z500	0.236	12	0.062
	Filtek Bulk Fill	0.208	12	0.159
	Ketac Universal Aplicap	0.169	12	.200*
Matriz seccional preformada	Filtek Z500	0.152	12	.200*
	Filtek Bulk Fill	0.133	12	.200*
	Ketac Universal Aplicap	0.157	12	.200*

* Límite inferior de la significación verdadera. a Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 5.3. Efecto de las variables independientes, material de restauración y matriz, en la resistencia del punto de contacto.

Variable dependiente: Resistencia del punto de contacto (N)

Fuente de variación	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	238.572 ^a	11	21.688	9.796	0.000
Intersección	2216.825	1	2216.825	1001.226	0.000
Matriz	84.949	3	28.316	12.789	0.000
Material de restauración	64.389	2	32.195	14.541	0.000
Material * Matriz	89.234	6	14.872	6.717	0.000
Error	292.262	132	2.214		
Total	2747.659	144			
Total, corregida	530.834	143			

a. R cuadrado = .449 (R cuadrado-correcta = .404)

Los valores de resistencia del punto de contacto registrados para Filtek Z500 y Filtek Bulk Fill Restorative Posterior fueron similares independientemente del tipo de matriz empleada, a excepción de la matriz seccional preformada. Cuando se empleó este tipo de matriz, las restauraciones realizadas con Filtek Z500 originaron valores significativamente más bajos que los obtenidos para Filtek Bulk Fill Restorative Posterior.

Para ambos tipos de resinas compuestas, se obtuvieron valores de resistencia de punto de contacto más elevados y similares entre ellos, cuando las cavidades se restauraron tanto con el sistema Automatrix como con la matriz recta con anillo.

Los valores más bajos para ambos tipos de resinas se registraron con el empleo de la matriz recta montada en el retenedor Tofflemire, sin encontrar diferencias con la matriz seccional preformada en el caso de restauraciones realizadas con el composite convencional Filtek Z500.

Los valores de fuerza de punto de contacto obtenidos para las restauraciones de ionómero de vidrio fueron similares entre sí independientemente del sistema de matriz empleado. En general, en las restauraciones con este tipo de material se registraron valores más bajos que para las resinas compuestas, con la excepción del grupo restaurado con Filtek Z500 usando el retenedor Tofflemire.

5.B. Características morfológicas de las superficies proximales restauradas

5.B.1. Análisis de la fiabilidad de las escalas utilizadas en la evaluación de la morfología proximal

Los valores kappa obtenidos que representaron el grado de acuerdo interexaminador fueron de 0.88 para el contorno proximal, 0.82 para la escala de brechas, y 0.97 para la escala de escalones/rebabas, lo que indica una excelente concordancia. En cuanto a la fiabilidad test-retest, los coeficientes obtenidos fueron 1.00, 0.96 y 0.93, respectivamente. Estos valores reflejaron de nuevo una perfecta concordancia (Landis y koch, 1977).

5.B.2. Contorno proximal

La tabla 5.4 muestra las distribuciones en porcentajes obtenidas para los parámetros de contorno proximal y en las Figuras 5.1, 5.2 y 5.3 pueden observarse resumidas las imágenes más representativas de las superficies proximales restauradas tras el empleo de los materiales Filtek Z500, Filtek Bulk Fill Y Ketac Universal respectivamente, para cada sistema de matriz empleado.

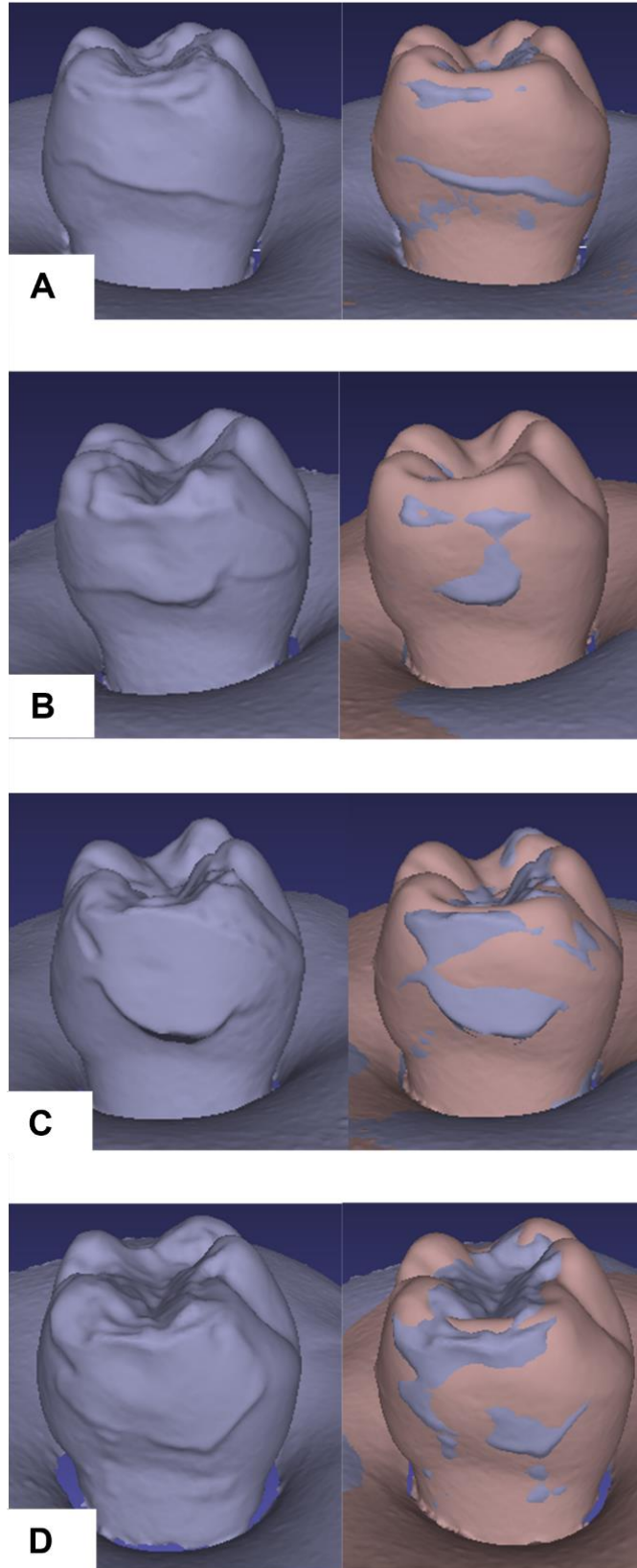


Figura 5.1 Imágenes de las superficies proximales obtenidas con Filtek Z500. **A.** Matriz Tofflemire. **B.** Automatrix. **C.** Matriz recta con anillo. **D.** Matriz seccional preformada

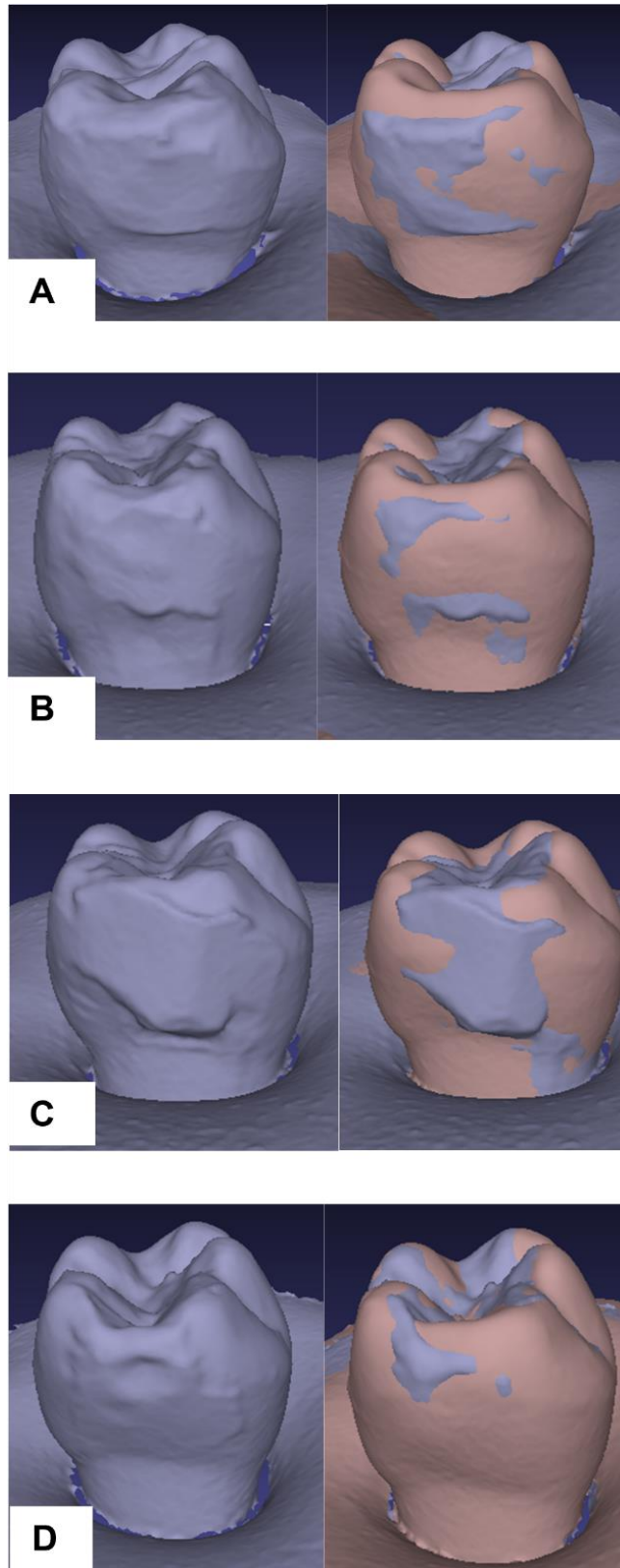


Figura 5.2 Imágenes de las superficies proximales obtenidas con Filtek Bulk Fill. **A.** Matriz Tofflemire. **B.** Automatrix. **C.** Matriz recta con anillo. **D.** Matriz seccional preformada

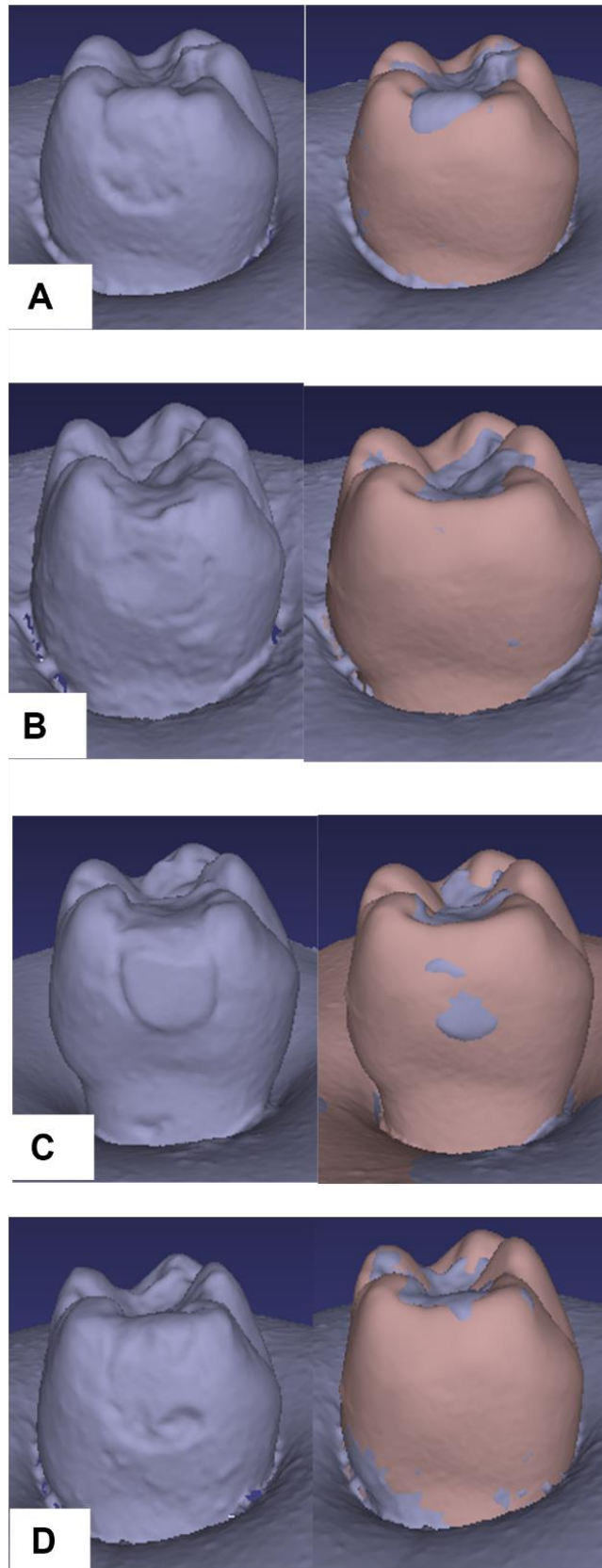


Figura 5.3 Imágenes de las superficies proximales obtenidas con Ketac Universal. **A.** Matriz Tofflemire. **B.** Automatrix. **C.** Matriz recta con anillo. **D.** Matriz seccional preformada

Tabla 5.4. Resultados expresados en porcentajes del análisis morfológico de las superficies proximales para cada grupo experimental (n=12). Puntuaciones: 0, ausencia de defecto; 1, más de la mitad del margen es correcto; 2, menos de la mitad del margen es correcto; y 3, margen completo con defectos. *: diferencias significativas entre los materiales de restauración para cada tipo de matriz. **: diferencias significativas entre los sistemas de matrices para cada material de restauración.

Contorno proximal (%)	Filtek Z500				Filtek Bulk Fill				Ketac Universal Aplicap				*
	convexo	plano	cóncavo	irregular	convexo	plano	cóncavo	irregular	convexo	plano	cóncavo	irregular	
Sistema de Matriz													
Tofflemire	0	83	17	0	8	67	17	8	10	70	20	0	p>0.05
Automatrix	8	34	0	58	17	33	0	50	25	67	8	0	p=0.019
Matrix recta con anillo	67	33	0	0	42	50	0	8	45	45	10	0	p>0.05
Matriz preformada	50	0	8	42	21	18	0	55	40	60	0	0	p=0.004
**	p<0.001				p=0.018				p>0.05				
Gaps (%)	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	
Tofflemire	100	0	0	0	100	0	0	0	0	10	50	40	p<0.001
Automatrix	100	0	0	0	100	0	0	0	17	33	25	25	p<0.001
Matrix recta con anillo	100	0	0	0	100	0	0	0	0	9	64	27	p<0.001
Matriz preformada	100	0	0	0	100	0	0	0	0	10	30	60	p<0.001
**	-				-				p>0.05				
Escalones/Flashes (%)	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	
Tofflemire	0	17	25	58	17	25	33	25	90	10	0	0	p<0.001
Automatrix	0	0	50	50	0	8	25	67	82	18	0	0	p<0.001
Matrix recta con anillo	0	17	42	42	8	17	25	50	83	17	0	0	p<0.001
Matriz preformada	0	0	50	50	0	18	55	27	80	10	10	0	p<0.001
**	p>0.05				p>0.05				p>0.05				

En las restauraciones realizadas con el sistema de matriz Tofflemire, los contornos obtenidos fueron predominantemente planos (Figura 5.1, A) (Figura 5.2 A) (Figura 5.3, A) aunque también se detectaron contornos cóncavos en porcentajes bajos (17%, 17% y 20% con Filtek Z500, Filtek Bulk Fill Y Ketac Universal, respectivamente) (Tabla 5.4).

En el caso del sistema Automatrix, cuando las cavidades fueron restauradas con ambas resinas compuestas, los porcentajes más elevados correspondieron a los contornos irregulares (Figura 5.1, B) (Figura 5.2 B), mientras que, cuando se empleó el Ketac Universal con este mismo sistema de matriz, la mayoría de las superficies resultantes fueron planas (Figura 5.3, B) ($p < 0.019$). Con este tipo de matriz se determinaron porcentajes mucho menores de superficies convexas o planas. En el caso de las restauraciones realizadas con resinas compuestas el porcentaje de contornos cóncavos fue del 0%, aunque no fue así en las de ionómero de vidrio ya que se detectó un 8% de superficies cóncavas (Tabla 5.4).

Cuando se empleó la matriz recta con anillo se obtuvieron contornos tanto convexas como planos, (Figura 5.1, C) (Figura 5.2 C) (Figura 5.3, C) sin diferencias significativas entre los materiales de restauración ($p > 0.05$). Tampoco en este caso se detectaron contornos cóncavos en las restauraciones con resinas compuestas, pero en el caso del cemento restaurador de ionómero de vidrio un 10% de los casos se catalogaron como tal (Tabla 5.4).

Por último, los contornos proximales obtenidos con la matriz seccional preformada cambiaron significativamente en función del tipo de material de restauración empleado ($p = 0.004$) siendo, sobre todo superficies irregulares (Figura 5.1, D) y (Figura 5.2, D) y convexas con ambos composites y planas cuando se utilizó el cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad (Figura 5.3, D).

Por tanto, cuando los dientes se restauraron con las resinas compuestas Filtek Z500 ($p < 0.001$) y Filtek Bulk Fill Restorative Posterior ($p = 0.018$) el contorno proximal estuvo significativamente influenciado por el sistema de matriz seleccionado. Sin embargo, en el caso de las restauraciones de Ketac Universal no hubo diferencias estadísticamente significativas según la matriz, ya que casi todas las superficies proximales fueron consideradas planas ($p > 0.05$).

5.B.3. Adaptación Marginal

La tabla 5.2 muestra las distribuciones en porcentajes obtenidas para los parámetros de adaptación marginal, y en las Figura 5.1, 5.2 y 5,3 pueden observarse las imágenes representativas de las superficies proximales restauradas tras el empleo de los distintos materiales de restauración, con cada sistema de matriz empleado; así como las imágenes resultantes de la superposición de las superficies restauradas con el molar intacto original.

Si consideramos la adaptación de los distintos tipos de materiales de restauración al margen de la cavidad, observamos que hubo diferencias significativas entre los dos tipos de resina compuesta y el ionómero de vidrio ($p < 0.001$).

En ninguno de los grupos restaurados con resina compuesta se detectaron brechas en el margen cavitario. Sin embargo, en las restauraciones realizadas con Ketac Universal sí que se observaron tanto brechas como grietas (Figura 5.3, A, B, C, D).

Por otro lado, hubo diferencias significativas en cuanto a la presencia de escalones y rebabas entre ambos grupos de resinas compuestas y las restauraciones de ionómero de vidrio ($p < 0.001$) con todos los sistemas de matriz empleados.

La mayoría de las restauraciones realizadas tanto con Filtek Z500 (Figura 5.1, A, B, D, C), como con Filtek Bulk Fill (Figura 5.2, A, B, C, D) presentaron escalones y rebabas mientras que no se detectaron en las realizadas con el Ketac Universal.

Utilizando ambos tipos de resinas compuestas, las rebabas en las superficies vestibular y lingual fueron más evidentes cuando se realizaron las restauraciones con matrices circunferenciales (Figura 5.1, A y B) (Figura 5.2, A y B). En la Figura 5.4 pueden observarse otras imágenes características de restauraciones realizadas con las matrices Tofflemire y Automatrix,

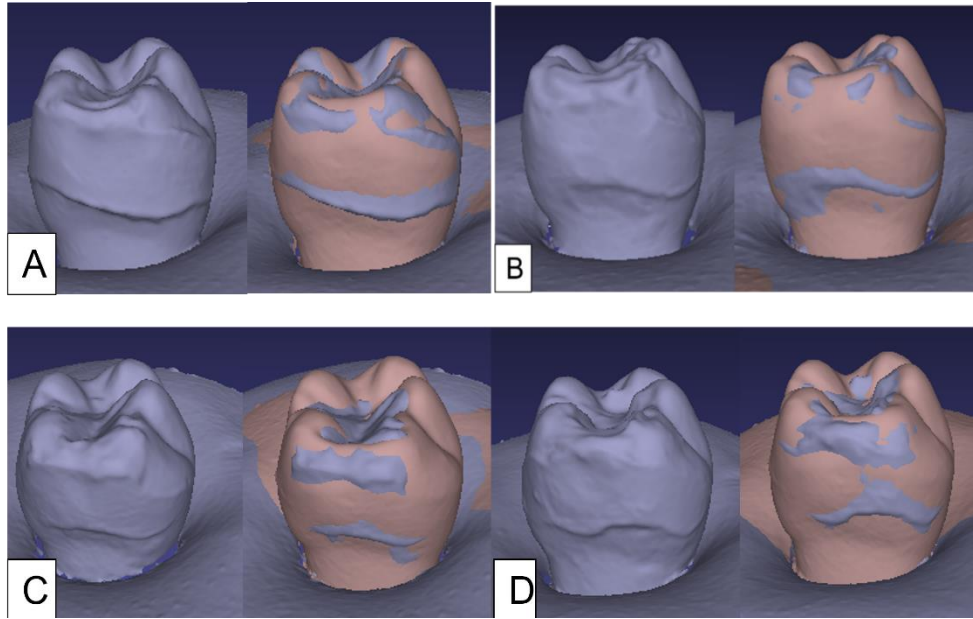


Figura 5.4 Otras imágenes características con presencia de rebabas. **A.** Matriz Tofflemire y Filtek Z500 **B.** Tofflemire y Filtek Bulk Fiill **C.** Matriz Automatrix y Filtek Z500 **D.** Automatrix y Filtek Bulk Fill.

Los escalones gingivales más llamativos se observaron cuando las cavidades se restauraron utilizando la matriz recta con anillo (Figura 5.1, C) (Figura 5.2, C).

La presencia de estos escalones característicos puede observarse también en otras imágenes (Figura 5.5)

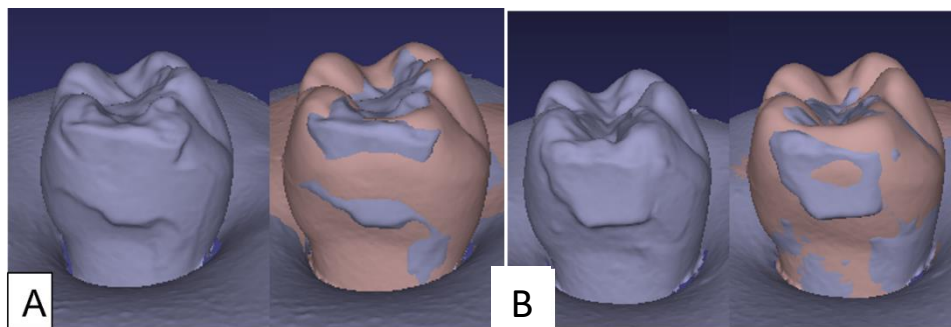


Figura 5.5 Otras imágenes características con presencia de escalones obtenidos con la matriz recta con anillo **A.** Filtek Z500 **B.** Filtek Bulk Fill

6. Discusión

6. DISCUSIÓN

6.A Consideraciones sobre la metodología empleada

6. A. 1 Diseño y tamaño de la preparación cavitaria

Con la finalidad de estandarizar aún más el proceso, en este estudio *in vitro* se trabajó con dientes de resina acrílica idénticos que se fabricaron, a partir de un segundo molar temporal artificial, en el que se preparó una cavidad ocluso-mesial de Clase II. La confección de réplicas idénticas de este molar permitió que el tamaño de las preparaciones cavitarias fuera siempre el mismo y que de esta forma, éste no fuera un factor que pudiera influir en los resultados obtenidos, ni de la resistencia del punto de contacto, ni de la morfología de la superficie proximal.

El diseño de la preparación cavitaria compuesta, que incluye la caja oclusal, fue el realizado en los dientes temporales del presente estudio, en lugar de las preparaciones más conservadoras en una caja proximal simple o *slot* proximal (Kopperud *et al.*, 2012). Puesto que en el presente trabajo de investigación se emplearon dientes artificiales, no tenían lesiones de caries que determinaran el diseño cavitario según los principios de mínima intervención (eliminación solo del tejido cariado). Así que, ya que las lesiones cariosas en superficies proximales aparecen asociadas a las superficies oclusales, con el doble de frecuencia que de forma aislada (Dhar, Mon, Macek, 2018), se decidió realizar una cavidad compuesta estándar, por ser más habitual en una situación clínica real. A pesar del desarrollo de los materiales adhesivos y resinas compuestas, es frecuente en los molares deciduos el diseño tradicional de preparación cavitaria compuesta, para mejorar la retención de los materiales restauradores, ya que la superficie de adhesión es menor que en dentición permanente, tanto por el tamaño de los dientes, como por el espesor de los tejidos (Alves Dos Santos, Luiz, Maia, 2010). En base a estas diferencias morfológicas e histológicas, en dentición temporal no estaría justificado el diseño de caja proximal simple, especialmente en niños en dentición mixta, en los que las fuerzas oclusales son mayores (Yildiz, Simsek, and Pamir 2016a).

Por tanto, y en base a lo anteriormente expuesto, en el presente estudio se realizó una cavidad de Clase II, con extensión hacia oclusal, compuesta de una caja oclusal y de una caja proximal (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017; Omidi *et al.*, 2018; Santos *et al.*, 2019).

Las dimensiones establecidas se decidieron de forma que la preparación cavitaria fuera lo suficientemente conservadora como para no implicar una exposición pulpar en una situación clínica real, pero sí lo suficientemente amplia como para poder evaluar los parámetros de estudio. Las dimensiones medias coinciden con las de otros estudios *in vitro* en los que se realizaron preparaciones cavitarias de Clase II en molares temporales (Mosharrafian, Heidari, Rahbar, 2017; Omidi *et al.*, 2018; Santos *et al.*, 2019).

6. A. 2 Medición *in vitro* de la resistencia del punto de contacto

La resistencia del punto de contacto entre dientes adyacentes se ha medido tanto en estudios *in vivo* como *in vitro*.

Los estudios clínicos han mostrado que existe una gran variabilidad en el tipo de contacto proximal de los dientes en distintos individuos, e incluso entre dientes de un mismo individuo a distintas horas del día (Dörfer *et al.*, 2000). Esta variabilidad implica que la medición de la resistencia del punto de contacto tras realizar una restauración sólo sea válida, si previamente se ha evaluado el contacto inicial existente en los dientes intactos y, por tanto, se pueden comparar ambas mediciones (Loomans *et al.*, 2006b). Pero incluso de esta forma, la gran cantidad de factores propios de una situación clínica (estado periodontal, posición del paciente, hora del día...) serían muy difíciles de controlar e individualizar, haciendo casi imposible evaluar sin sesgo, las variables que se pretendieran analizar (El-Shamy *et al.*, 2019).

Los estudios *in vitro*, sin embargo, permiten el empleo de fantomas para simular la situación clínica, y las restauraciones se realizan en modelos idénticos o tipodontos que permiten estandarizar las condiciones del proceso. En este caso, el

contacto proximal es idéntico en los dientes empleados, y basta con contrastar los valores de resistencia del punto de contacto para las distintas variables, una vez

realizada la restauración (Loomans *et al.*, 2006). De este modo, se puede evitar que los factores no controlables en una situación clínica influyan en las variables a analizar, que en el caso del presente estudio fueron el material de restauración empleado y el sistema de matriz.

Por otra parte, existen varios métodos para evaluar la resistencia del punto de contacto entre dientes.

El sistema más empleado para evaluar los contactos interproximales entre dientes es el uso de seda dental. Este sistema puede ser útil en la práctica clínica a la hora de evaluar la resistencia del punto de contacto, pero la Federación Dental Internacional (FDI) lo designó como el *menos exacto* y no aplicable a la hora de registrar cambios precisos en la fuerza del contacto proximal entre dientes adyacentes (Loomans *et al.*, 2006b; Teich *et al.*, 2014).

Otro método basado en los criterios de la FDI publicados por Hickel en el 2010, es el que emplea tiras metálicas de los diferentes grosores disponibles en el mercado. En función del grosor de la tira metálica que ajuste en el espacio interproximal, la restauración se considera excelente o buena (0.025 mm), suficiente o satisfactoria (0.05 mm) o insatisfactoria (0.10 mm) (Peumans *et al.*, 2001b; Hickel *et al.*, 2010).

Sin embargo, ninguno de estos métodos anteriores es lo suficientemente preciso ya que su valoración es muy subjetiva.

En los estudios *in vitro* se prefiere una evaluación cuantitativa y objetiva de la resistencia del punto de contacto entre dientes, como la que permite el *Tooth Pressure Meter*, diseñado por Dörfer *et al.*, en la Universidad Tecnológica de Delft de Holanda (El-Shamy *et al.*, 2012).

El ensayo clínico aleatorizado realizado por Loomans *et al.*, 2006 abrió el camino a otros estudios clínicos (Wirsching *et al.*, 2011) y también de laboratorio (Saber *et al.*, 2010; Saber *et al.*, 2011; El-Shamy *et al.*, 2019), en los que se empleó el *Tooth Pressure Meter* como método que permitía una evaluación objetiva de la resistencia del punto de contacto entre dientes.

Este dispositivo permite medir en Newtons la fuerza que se necesita para retirar verticalmente una tira de matriz metálica de 0.05 mm de grosor, colocada en la zona de contacto proximal entre dientes; y se ha empleado sobre todo en estudios *in vitro* para medir la resistencia del punto de contacto en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2006b; 2007b; Saber *et al.*, 2011; Wirsching *et al.*, 2011; El-Shamy *et al.*, 2012; El-Shamy *et al.*, 2019).

Un sistema muy similar fue empleado por Kampouropoulos *et al.*, 2010 usando un alambre de ortodoncia de 0.3 mm en lugar de una matriz metálica. Los autores justifican el empleo del alambre, por generar una mayor fricción o *barrido* a lo largo de la superficie restaurada, durante el movimiento cérvico-oclusal. Esto permite medir no sólo la resistencia del punto de contacto, sino también evaluar otra serie de características de la restauración relacionadas con su morfología proximal, como la longitud del área de contacto y la localización del punto de contacto (Kampouropoulos *et al.*, 2010b). Sin embargo, consideramos que mantener el alambre tenso y sin deformaciones es más complicado que lograrlo con la matriz metálica, y además la fricción generada en las restauraciones podría falsear los valores de fuerza de punto de contacto. Por otra parte, las características morfológicas de la restauración pueden ser evaluadas hoy en día mediante otros medios más fiables.

En el presente trabajo de investigación, para medir la resistencia del punto de contacto entre molares temporales se realizó un estudio *in vitro* en el que se empleó un dispositivo basado en el *Tooth Pressure Meter*. Para ello se confeccionó una mordaza específicamente diseñada para ser acoplada a una máquina de ensayos universal Instron, ampliamente utilizada en estudios de laboratorio (Jindal *et al.*, 2012; Badawy, El-Mowafy, Tam, 2016; Kharouf *et al.*, 2021).

6. A. 3 Evaluación *in vitro* de las características morfológicas de las superficies restauradas

La mayoría de los estudios han evaluado la resistencia del punto de contacto en restauraciones proximales, pero pocos tienen en cuenta las características de la

morfología proximal y sus posibles consecuencias clínicas (Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Chuang *et al.*, 2011).

La evaluación del contorno proximal en restauraciones de Clase II se ha realizado de diferentes formas, en función de que los estudios sean *in vivo* o *in vitro*.

En los estudios clínicos, el método más habitual de evaluación es la radiografía intraoral (Hacer Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Dindukurthi *et al.*, 2021), ya que los dientes restaurados no se pueden extraer por claros motivos éticos. En estos casos se evalúan radiográficamente los contornos obtenidos y se clasifican como convexos, cóncavos o planos. La imagen radiográfica aporta una visión bidimensional en un único plano que no permite evaluar en toda su extensión, ni la morfología, ni el contorno, ni la adaptación del material de restauración a la preparación cavitaria en todos sus márgenes.

Sin embargo, en los estudios realizados mediante técnicas *in vitro* los dientes restaurados pueden ser extraídos del tipodonto y evaluados de forma más precisa y detallada. Esta evaluación puede realizarse de forma directa en los dientes restaurados, mediante inspección visual (Chuang *et al.*, 2011) o de forma indirecta, analizando las imágenes tridimensionales de los dientes previamente escaneados.

Ya hace más de una década que Chuang *et al.*, 2011, lograron cuantificar el grado de concavidad de las superficies restauradas, mediante un sistema de digitalización de imágenes que en ese momento no era fácil disponer. Hoy en día, los modernos sistemas de escaneo intraoral, permiten hacer una evaluación tridimensional de la restauración, pudiendo observar características muy difícilmente apreciables de forma directa mediante la inspección visual, o en una imagen radiográfica. Esta es una gran ventaja de los estudios *in vitro* respecto a los estudios clínicos, ya que, en una situación clínica, la presencia de dientes adyacentes impide el escaneo de las superficies restauradas y, como ya se comentaba, la evaluación del contorno proximal solo puede hacerse mediante técnicas radiográficas.

Como ha sido comentado, el sistema de escáner empleado en el presente estudio (True Definition) (3M Oral Care), necesita cubrir la superficie del diente

escaneado con una ligera capa de polvo de óxido de titanio. Este hecho puede dificultar el proceso clínico de escaneo, y ha implicado que actualmente el True Definition vaya siendo relegado por otros escáneres más modernos. Sin embargo, esto no influyó en el escaneado de nuestras muestras por tratarse de un estudio *in vitro* en dientes artificiales. La precisión de las imágenes obtenidas con este escáner ha demostrado que puede competir con la de otros escáneres intraorales más sofisticados y modernos (Abduo y Jaafar, 2018).

Las imágenes tridimensionales obtenidas mediante el escaneado se pueden guardar en archivos STL, y analizarlas detalladamente mediante programas informáticos específicos de procesamiento de imágenes como el MeshLab (Visual Computing Lab ISTI-CNR), que proporcionan múltiples opciones. Mediante este tipo de programas, las imágenes se pueden mover en los tres ejes del espacio, ampliar e incluso superponer con otras imágenes, tal y como hicimos en el presente trabajo de investigación, con el objetivo de tener una visión más clara y objetiva de los defectos de las restauraciones realizadas.

Una vez realizado el procesamiento de imágenes se realizó una evaluación cualitativa de las mismas. Para ello, se aplicaron unas escalas específicamente diseñadas, cuya fiabilidad fue previamente evaluada mediante la medición del acuerdo entre dos examinadores independientes, previamente calibrados (Chuang *et al.*, 2011; Dindukurthi *et al.*, 2021); y también mediante la medición de la morfología proximal, en dos momentos diferentes por el mismo observador. Cuando cumplieron los requisitos aceptables (con un nivel de acuerdo excelente entre mediciones), según los criterios de Landis y Koch (Landis y Koch, 1977), se procedió a emplearla en el estudio.

6. A. 4 Materiales de restauración

En los molares temporales las superficies proximales son las más afectadas por la caries (Dias *et al.*, 2018a). El tratamiento restaurador tras la eliminación de tejido en este tipo de lesiones se considera de gran dificultad técnica (Mosharrafián, Heidari, and Rahbar 2017; El-Housseiny *et al.*, 2019), además de ser las

restauraciones de menor longevidad (Raggio *et al.*, 2013; Tal *et al.*, 2017b; Ribeiro, 2018).

Puesto que no existe una clara evidencia científica a propósito del material ideal en dentición temporal (Raggio *et al.*, 2013; Ladewig *et al.*, 2017), los materiales seleccionados en el presente estudio experimental fueron dos materiales de reciente introducción, y utilizados en Odontopediatría por su simplificación técnica: una resina compuesta de tipo *bulk-fill* y un cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad de última generación. Además, para que sirviera como referencia respecto a los anteriores, se empleó un composite convencional. Todos ellos, incluidos entre los materiales más ampliamente usados en la práctica clínica (Dias *et al.*, 2018a; Balkaya y Arslan, 2020).

En esta última década, las grandes mejoras técnicas realizadas en las resinas compuestas, tanto en su composición como en su manipulación, han reducido enormemente los inconvenientes que presentaban en las restauraciones de dientes posteriores, especialmente en las Clases II (Arbildo-vega *et al.*, 2020), y aunque todavía no han resuelto por completo sus limitaciones, son el material más empleado (Owens y Phebus, 2016).

En las restauraciones de superficies proximales con resina compuesta sigue siendo un gran reto el lograr una perfecta adaptación del material en las paredes internas y en los márgenes de la cavidad (Patras y Doukoudakis, 2012; Owens y Phebus, 2016), y con ello una reproducción adecuada del punto de contacto. Este reto se asocia la contracción de polimerización inherente a las resinas compuestas y su falta de condensabilidad (El-Shamy *et al.*, 2019). El hecho de que las resinas compuestas tengan propiedades viscoelásticas, imposibilita que puedan condensarse dentro de una cavidad, y que el punto de contacto pueda reproducirse atacando el material contra el diente adyacente (Loomans *et al.*, 2006a; Wirsching *et al.*, 2011; Chuang *et al.*, 2011), como se hacía con la amalgama de plata o incluso como se pretendió lograr en su momento con la introducción en el mercado de los composites condensables (Loomans *et al.*, 2006a; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Chuang *et al.*, 2011).

Las resinas compuestas seleccionadas para el presente trabajo de investigación fueron de similar consistencia; de forma que su grado de viscosidad, no influyera en la adaptación del material al contorno proximal, y se pudieran comparar los resultados de forma equitativa (Peumans *et al.*, 2001b; Loomans *et al.*, 2006a; El-Shamy *et al.*, 2019).

Además, puesto que una de las finalidades del presente estudio era comparar el comportamiento de una resina compuesta de tipo *bulk-fill* con otra convencional, los composites seleccionados de media viscosidad fueron un composite convencional clásico nanohíbrido, Filtek Z500 (3 M Oral Care) y un composite de tipo *bulk-fill* modelable, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M Oral Care). Además, otro motivo para que la selección del composite *bulk-fill* fuera de media viscosidad es que se ha evidenciado en una reciente revisión sistemática, que únicamente estos composites, a diferencia de los *bulk-fill* fluidos, son capaces de disminuir realmente los tiempos de trabajo (Bellinaso, Soares, Olivera, 2019).

La resina compuesta Filtek Z500 puede usarse en sectores anteriores y posteriores, tiene buenas propiedades mecánicas, además de una baja pegajosidad y excelente pulido. Este composite es la evolución del clásico microhíbrido Filtek Z250, para el que se desarrolló una resina orgánica de baja contracción según el fabricante. En su caso, el Filtek Z500 mantiene esta misma resina en la composición de su matriz orgánica y por tanto similares valores de contracción volumétrica (Filtek Z500®), pero con partículas de relleno nanohíbridas que mejoran su distribución en la matriz orgánica y mejoran sus características mecánicas, químicas y ópticas (Hong *et al.*, 2020). En cualquier caso, es una resina compuesta que debe emplearse mediante la tradicional técnica incremental, con las complicaciones ya comentadas que conlleva esta técnica (El-Safty, Akhtar, *et al.*, 2012; L. C. Santos *et al.*, 2019), y que se agravan en el paciente pediátrico, por la limitación de los tiempos de trabajo.

La resina compuesta Filtek Bulk Fill permite una inserción en incrementos de hasta 5 mm en Clases II, logrando reducir los pasos de una restauración, minimizando el riesgo de contaminación y acortando la duración del tratamiento (Ehlers *et al.*, 2019; Bellinaso, Soares, Olivera, 2019). Esta resina combina partículas

de nanorrelleno con dos monómeros de metacrilato en su matriz orgánica que disminuyen el estrés de polimerización sin comprometer el desgaste (Filtel Bulk Fill Posterior Restorative®) A pesar del mayor espesor de los incrementos, los composites de tipo *bulk-fill* tienen una contracción de polimerización menor que la de los composites convencionales usados mediante técnica incremental (Fronza *et al.*, 2015; Hacer Balkaya, Arslan, Pala, 2019).

El empleo de este tipo de composites es especialmente útil en Odontopediatría, ya que permite un procedimiento restaurador más cómodo y menos estresante, permitiendo su uso incluso en niños con bajo nivel de cooperación (Mosharrfian, Heidari, Rahbar, 2017; Ehlers *et al.*, 2019; Santos *et al.*, 2019).

El tercer material evaluado en el presente trabajo de investigación fue el Ketac Universal Aplicap Restorative (3M Oral Care). Es un cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad, y especialmente diseñado para soportar cargas masticatorias oclusales.

Tradicionalmente, no se ha aconsejado el empleo de ionómeros de vidrio convencionales en restauraciones de Clase II, debido a sus limitaciones mecánicas (Scholtanus and Huysmans 2007b; Vibeke Qvist *et al.*, 2010), ya que su tasa de éxito era baja comparada con la de materiales como las resinas compuestas y los ionómeros de vidrio modificados con resina (Tal *et al.*, 2017b). Sin embargo, hoy en día, la aparición de cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad, con propiedades físicas muy mejoradas (Fuhrmann *et al.*, 2020), y también la menor longevidad requerida de las restauraciones en dentición temporal, por el recambio dentario, podrían justificar su uso en dientes deciduos (Tal *et al.*, 2017b; Gurgan *et al.*, 2020).

No cabe duda de que estos materiales han mejorado mucho las propiedades físicas y mecánicas con respecto a los ionómeros convencionales (Friedl, Hiller, and Friedl 2011; Türkün and Kanik 2016; Sevil Gurgan *et al.*, 2017). Sin embargo, aún son necesarios más estudios que evalúen los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad (Ortiz-Ruiz, 2020; Siokis, Michailis, Kotasanos, 2021), para certificar si

siguen teniendo limitaciones como son la sensibilidad a la humedad, la opacidad y una relativamente lenta reacción de fraguado (Lopes *et al.*, 2021).

La reacción de fraguado es precisamente uno de los aspectos que más se está investigando en los estudios de laboratorio recientes, ya que influye directamente en las propiedades físicas y mecánicas del cemento, y conocerla al detalle podría permitir una mayor competitividad de estos materiales (Tsuzuki *et al.*, 2021; Lopes *et al.*, 2021). Técnicas sofisticadas de laboratorio han permitido entender que cualquier proceso que pueda disminuir el tamaño medio de los poros formados en las primeras fases de la reacción, como son el empleo de un barniz protector o la aplicación de calor, repercutirán en una mayor resistencia del cemento (Tsuzuki *et al.*, 2021).

Por otra parte, además, y paradójicamente, el Ketac Universal es un material especialmente diseñado para soportar cargas oclusales que no precisa ni de acondicionamiento previo del tejido para colocarlo, ni de barnices protectores para mejorar sus propiedades mecánicas (Nicoleta Ilie 2018; Šalinović *et al.*, 2019). Šalinović *et al.*, 2019 describieron una mayor microdureza de Ketac Universal Aplicap, respecto a otros ionómeros de vidrio de alta viscosidad en los que no se emplearon barnices protectores a pesar de estar indicados (Šalinović *et al.*, 2019). De forma que la mayor microdureza observada en este material no tendrían mucha trascendencia.

El Ketac Universal también fue comparado en un estudio de laboratorio reciente con otros cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad no específicos para soportar estrés oclusal, y se observó que no existían diferencias entre ellos, ya que todos mostraron una relativa baja resistencia a la fractura (Fuhrmann *et al.*, 2020).

A pesar de la controvertida evidencia científica, su excelente biocompatibilidad, la liberación de flúor y, sobre todo, la sencillez de su técnica de aplicación, sin acondicionador ni barniz protector, y que permita su aplicación en bloque, hacen que este material sea un material muy tentador para su empleo en Odontopediatría.

Debe de tomarse en consideración, que, en ninguno de los estudios previos, sobre resistencia del punto de contacto y morfología proximal, en los que basamos nuestro protocolo, se emplearon cementos de ionómero de vidrio como materiales de restauración, sino sólo resinas compuestas. Al igual que en dichos estudios y con la finalidad de estandarizar el proceso, los dientes empleados para la preparación de las muestras fueron de resina acrílica. El empleo de los dientes de acrílico no se consideró un problema, ya que no se evaluó ninguna propiedad relacionada con la adhesión del material; pero las características tan especiales de los cementos de ionómero de vidrio, influenciadas por la falta de humedad del sustrato empleado, podrían haber repercutido en el comportamiento final de estas restauraciones.

6. A. 5 Matrices

Las matrices seccionales junto a los anillos de separación se consideran el patrón oro a la hora de reproducir el punto de contacto en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2006a; Saber *et al.*, 2010; Wirsching *et al.*, 2011; H El-Shamy *et al.*, 2012; Peumans, 2020). Sin embargo, la literatura científica es muy poco específica respecto al tipo de matriz ideal en dentición temporal (Bücher *et al.*, 2015b; Gaintantzopoulou, Gopinath, Zinelis, 2017b; Tal *et al.*, 2017b; Akman y Tosun, 2020; Dindukurthi *et al.*, 2021; Bhatia *et al.*, 2021).

Uno de los pocos estudios que existe a propósito del tema en dientes temporales, concluyó que las matrices circunferenciales son mejor toleradas por los niños, y más eficientemente colocadas que las seccionales (Bhatia *et al.*, 2021). Esto se debe a que tienen superficies menos convexas que las seccionales y son, por tanto, más fáciles de insertar en el espacio interproximal (Kampouropoulos *et al.*, 2010b), especialmente entre las superficies de contacto anchas y planas de los molares temporales. Este hecho justificaría que el empleo de las matrices circunferenciales siga siendo habitual en el ámbito de la Odontopediatría.

Por tanto, las matrices seleccionadas en el presente trabajo de investigación fueron matrices empleadas habitualmente en dentición temporal, como son la matriz recta junto al retenedor Tofflemire y el sistema Automatrix.

Por otro lado, se empleó una sección de matriz recta, acompañada de un anillo de separación, con la finalidad de evaluar la influencia del anillo, tanto en la resistencia del punto de contacto, como en la reproducción anatómica del contorno proximal. Y además se empleó una matriz contorneada especialmente diseñada para molares temporales, que se usó sin el anillo de separación correspondiente, con el objetivo de evaluar su adaptación en una técnica más simplificada para el paciente pediátrico. Tal y como describen Peumans *et al.*, 2020 en ciertas situaciones en las que se restaura una única cavidad proximal en un cuadrante, si al adaptar una matriz seccional y colocar la cuña, ésta se adapta bien al contorno dentario y contacta con el diente adyacente, no sería necesario el empleo del anillo de separación (Peumans, 2020).

Idealmente, se deberían haber evaluado también los resultados obtenidos con la matriz seccional preformada junto al anillo de separación, así como los resultados de la sección de matriz recta sin el anillo, que es una técnica habitualmente empleada por los odontopediatras. Esta es una limitación del presente trabajo de investigación y por ello dicha evaluación debería realizarse en un futuro.

6.B Influencia del material de restauración y sistemas de matriz empleados en la calidad de las superficies proximales

6.B.1. Sobre la resistencia del punto de contacto

De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente estudio experimental, tanto los materiales de restauración como el sistema de matriz empleado influyeron en la resistencia del punto de contacto, quedando rechazada la primera de las hipótesis nulas.

En las restauraciones realizadas con Ketac Universal se obtuvieron valores más bajos de resistencia del punto de contacto que en las restauraciones realizadas con ambas resinas compuestas. Además, para este material no hubo diferencias significativas entre los distintos sistemas de matrices empleados, coincidiendo estos resultados con los de un estudio clínico realizado en dentición temporal, en el que

se empleó como único material de restauración un cemento de ionómero de vidrio (Dindukurthi *et al.*, 2021). En dicho estudio, se combinaron dos tipos de matrices circunferenciales y una seccional, aunque no coinciden exactamente con las del presente trabajo. Los puntos de contacto se designaron en dicho estudio, de forma muy básica, mediante los adjetivos *abierto* o *establecido*, y se concluyó que en el caso de casi todas las matrices empleadas se obtuvieron contactos *establecidos* (Dindukurthi *et al.*, 2021). En este estudio no se detalla ni el tipo, ni la marca del ionómero de restauración empleado y, por otra parte, la evaluación de las restauraciones se realizó de forma cualitativa, mediante inspección visual y radiográfica, y no mediante una evaluación cuantitativa de la resistencia del punto de contacto.

Como se ha comentado en la introducción, excepto el estudio de Dindukurti *et al.*, 2021 previamente mencionado, de muy reciente publicación, no hay estudios que evalúen la resistencia del punto de contacto en restauraciones realizadas con ionómero de vidrio. El resto de los estudios publicados, tanto en dentición permanente (Saber *et al.*, 2010; Chuang *et al.*, 2011; Loomans *et al.*, 2011; H El-Shamy *et al.*, 2012) como en dentición temporal (Bhatia *et al.*, 2021), que analizan la influencia del tipo de matriz empleada, emplean distintos tipos de materiales a base de resina compuesta.

Las características del cemento de alta viscosidad empleado en el presente estudio podrían explicar los valores en general más bajos de resistencia del punto de contacto y los defectos en la superficie. Los cementos de ionómero de vidrio pueden sufrir cambios dimensionales higroscópicos debido a su elevada sensibilidad al medio ambiente durante el fraguado (Tal *et al.*, 2017a; Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan 2020; Fuhrmann *et al.*, 2020). En condiciones de deshidratación como las de este estudio, las restauraciones de ionómero de vidrio podrían desecarse y tender a contraer; es por ello que las mediciones se realizaron inmediatamente después de retirar las matrices, una vez completado el fraguado según las indicaciones del fabricante.

Esta sensibilidad a la deshidratación y a la contaminación por agua se contrarresta en este tipo de materiales con el empleo de un barniz que actúa a modo

de protección durante las fases más críticas del fraguado (Ilie 2018; Kielbassa *et al.*, 2021). Sin embargo, el Ketac Universal se comercializa como un material que no precisa de dicha protección, y son varios los estudios que no han encontrado beneficio alguno en su empleo (Ilie *et al.*, 2018; Fuhrmann *et al.*, 2020).

Por otra parte, cuando se retiraron las matrices de las correspondientes restauraciones se encontraron pequeños remanentes de este material adheridos a ellas. Esto se debe a que los cementos de ionómero de vidrio se adhieren químicamente a los metales, y como ya ha sido previamente reportado, al aplicar cierta fuerza para retirar las matrices, podrían generarse grietas y pequeñas pérdidas de material en la superficie proximal restaurada (Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Kupietzky *et al.*, 2019b). Esta situación podría evitarse si se protege la superficie de la matriz mediante la aplicación de vaselina u otro lubricante (Gok Baba, Kirzioglu, and Ceyhan 2020).

Aunque los cementos de ionómero de vidrio de alta viscosidad se consideran materiales adecuados para restauraciones posteriores (Dias *et al.*, 2018b; Chisini *et al.*, 2018a), debería tenerse en cuenta, especialmente cuando los molares vayan a estar en boca un largo período de tiempo, que, en los estudios clínicos realizados, la causa más frecuente de fracaso en restauraciones de Clase II en dientes temporales, fue la fractura proximal (Balkaya, Arslan, Pala, 2019; Kupietzky *et al.*, 2019b).

A diferencia del Ketac Universal, cuando las restauraciones se realizaron con los dos tipos de resina compuesta, los valores de resistencia del punto de contacto sí que se hallaron influenciados por el tipo de matriz seleccionada.

La matriz circunferencial montada en el retenedor Tofflemire fue la que presentó valores más bajos de resistencia del punto de contacto para ambos tipos de resina compuesta. Este tipo de matriz circunferencial ha sido ampliamente testada (Loomans *et al.*, 2006b; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Chuang, Chang, Chen 2011; El-Shamy *et al.*, 2012; El-Shamy *et al.*, 2019), ya que en un pasado se consideró como una matriz universal (Owens y Phebus, 2016) y, por tanto, se utiliza en los estudios como referencia frente a los nuevos tipos de matrices que han ido surgiendo. Sin embargo, el retenedor del sistema Tofflemire funciona tensionando la matriz metálica, para ajustarla alrededor del molar a restaurar, y a pesar del

bruñido previo de la matriz, dicha tensión tiende a separarla del diente adyacente y a crear un pequeño espacio entre ambos molares que impide la creación de un punto de contacto fuerte (Van der Vyver y Vorster, 2017).

Los resultados de nuestro estudio coinciden con estos estudios previos realizados en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2006b; Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Chuang, Chang, Chen, 2011; El-Shamy *et al.*, 2012; El-Shamy *et al.*, 2019), y también con un estudio realizado en dentición temporal (Bhatia *et al.*, 2021), en los que las matrices circunferenciales obtuvieron puntos de contacto más débiles que las matrices seccionales precontorneadas, empleadas con anillos de separación.

Sin embargo, el otro tipo de matriz circunferencial empleado en el presente estudio, el sistema Automatrix, obtuvo valores de resistencia del punto de contacto para ambas resinas compuestas, similares a los de la matriz seccional recta empleada con anillo. En la mayoría de los estudios consultados en dentición permanente no se hace referencia a este tipo de matriz circunferencial, excepto en el estudio de Peumans *et al.*, del 2001. En dicho estudio se compararon en dientes artificiales, un tipo de resina compuesta y tres resinas compactables, empleando varios tipos de matrices. A diferencia de nuestros resultados, con el sistema Automatrix se obtuvieron puntos de contacto más débiles que con las matrices seccionales con anillo, pero mejoró los valores de fuerza de punto de contacto respecto a otras matrices circunferenciales empleadas, como la matriz de tipo Lucifix (Peumans *et al.*, 2001a).

Los buenos resultados obtenidos en el presente estudio de investigación, con la matriz Automatrix pueden deberse a que este sistema proporciona una superficie amplia de contacto entre dientes adyacentes y ligeramente desplazada hacia oclusal, debido a su forma divergente (Peumans *et al.*, 2001a). Como ya ha sido comentado, esta forma de la superficie proximal sería más parecida al área anatómica de contacto natural entre molares temporales, en los que, según un reciente estudio, el punto de contacto parece estar más desplazado hacia oclusal que en los dientes permanentes (Kirthiga *et al.*, 2018a). El sistema Automatrix puede ofrecer ventajas en dentición temporal frente a otros sistemas, ya que es fácil de usar, ocupa poco

espacio una vez colocada en el diente, y es muy útil en restauraciones complejas, con afectación de ambas superficies proximales.

Por otro lado, el hecho de que no hubiera diferencias entre ambos tipos de resinas compuestas hace pensar que la técnica de aplicación del composite ya sea incremental o en bloque, no tiene mucha relevancia, siempre que la matriz esté perfectamente estable, como se explicará más adelante. Estos resultados coinciden con un estudio previo en dentición permanente (El-Shamy *et al.*, 2019). En dicho estudio *in vitro* se compararon tres tipos diferentes de resinas compuestas de tipo *bulk fill*, dos fluidas y una modelable, y dos tipos diferentes de resinas convencionales, combinadas con tres tipos diferentes de matrices. Los valores de resistencia del punto de contacto obtenidos fueron mayores con las matrices seccionales que con las circunferenciales. Sin embargo, las diferencias observadas respecto a los materiales de restauración se debieron a su consistencia, más que a la propia técnica de inserción. Los resultados obtenidos fueron similares por un lado para las resinas fluidas, y por otro, para las modelables o de media viscosidad, independientemente de que fueran resinas insertadas mediante técnica incremental o de que lo fueran para inserción en bloque (El-Shamy *et al.*, 2019).

Otros estudios también han evaluado la influencia que tiene en la reproducción del punto de contacto la consistencia de la resina compuesta (Peumans *et al.*, 2001b; Loomans *et al.*, 2006a; El-Shamy *et al.*, 2019). Aunque los resultados no son del todo uniformes, podríamos afirmar en general, que con las resinas compuestas de media-alta viscosidad se obtienen puntos de contactos más fuertes y con las resinas fluidas tienden a ser más débiles (El-Shamy *et al.*, 2019). Por tanto, la similitud en los valores de fuerza de punto de contacto obtenidos en el presente trabajo de investigación con ambos tipos de resina compuesta puede ser atribuida también a su similar consistencia.

Además de la consistencia del material, parece ser que el factor que también tendría influencia en la resistencia del punto de contacto sería la contracción de polimerización de la resina empleada (El-Shamy *et al.*, 2012; Hinton, 2021), obteniendo puntos de contacto más fuertes en el caso de las resinas de baja contracción, comparadas con composites convencionales microhíbridos (El-Shamy

et al., 2019). Los composites de tipo *bulk-fill* tienen una menor contracción de polimerización que los composites convencionales (Fronza *et al.*, 2015; Miletic *et al.*, 2016; Lins *et al.*, 2019). En un estudio reciente, se observó que el estrés de contracción del Filtek Bulk Fill en restauraciones de Clase II fue menor que el de dos resinas compuestas convencionales, el composite microhíbrido Filtek Z250 (3M Oral Care) y otro nanohíbrido, Tetric Evoceram (Ivoclar Vivadent) (Miletic *et al.*, 2016). A pesar de ello, de acuerdo con los resultados del presente estudio, esta diferencia en los valores de contracción no parece ser suficiente para influir en la resistencia del punto de contacto. No disponemos de información sobre los valores de contracción de polimerización de Filtek Z500 en comparación con los de Filtek Bulk Fill, empleados en el presente trabajo. Sin embargo, se sabe que la contracción de polimerización está en parte relacionada con la carga de relleno inorgánico, y ambas resinas compuestas tienen porcentajes de relleno elevados, muy similares (tabla 4.1), que podrían justificar la similitud en los resultados.

Una excepción a lo anteriormente comentado son los valores de fuerza de punto de contacto más bajos obtenidos en las restauraciones realizadas con resina Filtek Z500 con respecto a la resina Filtek Bulk Fill, con la matriz seccional preformada. En el presente estudio, este tipo de matriz se empleó sin anillo de separación, con la finalidad de evaluar su diseño especial anatómico para molares temporales en una técnica simplificada. De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente estudio, este tipo de matriz sin anillo no sería lo suficientemente estable para emplearla en una restauración mediante técnica incremental. Por tanto, cuando se emplean resinas compuestas convencionales en molares temporales, las matrices seccionales preformadas deberían de usarse con anillos de separación. Sin embargo, podríamos pensar que esta relativa inestabilidad de la matriz no tuvo la misma trascendencia en el caso del composite *bulk-fill*, que se colocó en un único incremento en la caja proximal mediante una técnica más sencilla.

Por otro lado, basándonos en los resultados del presente estudio, el grosor de los distintos tipos de matrices empleadas no influyó en la resistencia del punto de contacto. La matriz Automatrix, de 0.05 mm de grosor, obtuvo valores superiores a los que se alcanzaron con la matriz recta (0.03 mm) en el retenedor Tofflemire y con la matriz seccional preformada (0.04 mm); a pesar de ser estas últimas matrices más

delgadas. Estos resultados coinciden con el estudio clínico anteriormente citado en dentición temporal (Dindukurthi *et al.*, 2021) y con estudios previos realizados en dentición permanente (Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Chuang, Chang, Chen, 2011), en los que se ha demostrado que el grosor de la matriz no es un factor relevante en la resistencia del punto de contacto, a diferencia de los anillos de separación que sí que tienen una gran influencia (Loomans *et al.*, 2006a; M. H. Saber *et al.*, 2010).

De hecho, en el presente trabajo de investigación, tiene especial relevancia este aspecto, ya que junto a la matriz Automatrix, los mejores valores de resistencia del punto de contacto para ambos tipos de resina compuesta fueron los obtenidos con la sección de matriz recta empleada junto al anillo de separación, a pesar de ser una matriz plana y no precontorneada. Estos resultados ponen en evidencia, que independientemente del tipo de matriz, el anillo produce una separación adicional a la obtenida con la cuña (Saber *et al.*, 2011; El-Shamy *et al.*, 2019; Owens y Phebus 2016; Peumans 2020). Por tanto, los resultados obtenidos con la matriz seccional preformada habrían sido mejores si se hubiera empleado junto con el anillo de separación.

6.B.2. Sobre las características morfológicas

De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente estudio experimental, las características morfológicas de las restauraciones realizadas fueron diferentes cuando se utilizaron resinas compuestas y ionómeros de vidrio, e influenciadas por el tipo de matriz empleado, quedando rechazada por tanto la segunda de las hipótesis nulas.

En las restauraciones realizadas con Ketac Universal se obtuvieron contornos proximales planos con presencia de grietas y brechas en los márgenes cavitarios.

Como ya se ha comentado previamente, las características de este cemento de alta viscosidad y su elevada sensibilidad al medio ambiente durante el fraguado (Tal *et al.*, 2017a; Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020; Fuhrmann *et al.*, 2020), haría que, en condiciones de deshidratación como las de este estudio, y sin empleo del barniz

protector (como indica el fabricante), las restauraciones pudieran desecarse y generarse grietas (Gurgan *et al.*, 2020).

Además, también se ha sugerido que la vibración de este tipo de cápsulas predosificadas en las que se presentan los ionómeros de vidrio de alta viscosidad, podría aumentar la porosidad del material y la presencia de burbujas, implicando esto una predisposición a la formación de microgrietas (Kielbassa *et al.*, 2021).

Junto con las características propias del material que justifican estos defectos, habría que tener en cuenta también su consistencia. El Ketac Universal es un cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad, que a pesar de tener mejores propiedades mecánicas que los convencionales (Gok Baba, Kirzioglu, Ceyhan, 2020; Kielbassa *et al.*, 2021) podría adaptarse peor a la superficie cavitaria y a las matrices que otros materiales de menor viscosidad, como ya demostró Frankenberg en 1999 (Gaintantzopoulou, Gopinath, Zinelis, 2017c). Este hecho justificaría tanto la formación de brechas en los márgenes cavitarios, como la morfología plana de las superficies restauradas que no llegaron a adaptarse a los contornos de las matrices.

Por otra parte, las características morfológicas de las restauraciones realizadas con Ketac Universal, fueron muy similares en todos los casos, independientemente del tipo de matriz empleada, coincidiendo con los resultados del único estudio que más allá de nuestro conocimiento, ha empleado un ionómero de vidrio restaurador en la evaluación del contorno proximal (Dindukurthi *et al.*, 2021). En dicho estudio, las restauraciones realizadas con el cemento de ionómero de vidrio tampoco mostraron a penas excesos de material o sobrecontorno; al igual que en el presente trabajo. Sin embargo, fueron calificadas de contorno *adecuado* y con *correcta adaptación marginal*, a diferencia de nuestro estudio, en el que se observaron contornos fundamentalmente planos, además de brechas en los márgenes.

Creemos fundamental resaltar que, en el trabajo de Dindukurthi *et al.*, 2021 se realizó una evaluación cualitativa radiográfica que, como ya se comentó en la discusión de la metodología, limita en gran medida el análisis detallado de los resultados, siendo esta una limitación de los estudios clínicos. Las imágenes radiográficas bidimensionales no permiten una evaluación detallada ni de la

morfología proximal obtenida, ni de la adaptación marginal del material en todas las paredes cavitarias. Esto nos haría pensar, por tanto, que la evaluación morfológica de dicho estudio pudiera encontrarse sesgada, y que los posibles defectos de la forma del contorno proximal, así como los defectos de adaptación no hubieran podido ser correctamente observados.

Por otra parte, en el presente trabajo de investigación, a diferencia de las restauraciones realizadas con el Ketac Universal, en las restauraciones realizadas con ambas resinas compuestas se detectó una gran variabilidad morfológica de las superficies proximales, influenciada por el tipo de matriz empleada.

Aunque las superficies cóncavas fueron las menos habituales, sí que se obtuvieron superficies planas e irregulares en una importante proporción. Ninguna de las matrices permitió la obtención de un contorno proximal ideal, convexo y anatómico, coincidiendo con los resultados de estudios clínicos realizados en dentición temporal (Dindukurthi *et al.*, 2021) y en dentición permanente (Kampouropoulos *et al.*, 2010a; Chuang *et al.*, 2011).

Cuando se empleó el sistema Tofflemire con matriz recta, prevalecieron las superficies planas al igual que en otros estudios previos realizados en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2008a; Chuang *et al.*, 2011). Sin embargo, en las restauraciones realizadas con el sistema Automatrix prevalecieron las superficies irregulares, con una concavidad en la mitad de la superficie proximal que pudo deberse al rastro producido en el área de máximo contacto con el diente adyacente, al bruñir este tipo de matriz divergente con un instrumento de bola.

También se detectaron superficies irregulares con concavidades similares en las restauraciones realizadas con la matriz seccional preformada Composit-Tight Pediatric Matrix Band, probablemente debido a que es una matriz fácilmente deformable y delgada. Como ya se observó en estudios previos (Loomans *et al.*, 2006b; Chuang *et al.*, 2011), este tipo de matrices obtienen puntos de contacto fuertes, pero con contornos proximales cóncavos, poco deseables (Loomans *et al.*, 2006b; Chuang *et al.*, 2011; Peumans, 2020). De hecho, autores como Lawson *et al.*, 2021 afirman que este tipo de matrices no deberían bruñirse contra el diente adyacente con el fin de evitar la formación de depresiones en la superficie proximal

restaurada (Lawson, 2021), o deberían emplearse matrices más rígidas que no se deformaran plásticamente (Peumans, 2020). En cualquier caso, esta situación debería tenerse en cuenta, ya que la concavidad se forma debajo de la cresta marginal restaurada, y no se identifica clínicamente, pero podría aumentar el riesgo de caries por ser un área de fácil retención y formación de *biofilm* (Chuang *et al.*, 2011; Cortes *et al.*, 2018).

Cuando se empleó la sección de matriz recta con anillo se obtuvo una mayor proporción de superficies tanto convexas como planas, con ambos tipos de resina compuesta, pero con una formación llamativa de excesos en gingival, en forma de escalones, clínicamente nada favorable (Loomans *et al.*, 2009b), como se describe a continuación.

Es importante considerar que ninguna de las restauraciones realizadas con resina compuesta presentó formación de brechas, pero sí que mostraron escalones y rebabas, más o menos llamativos en función del tipo de matriz empleada.

Las rebabas correspondieron sobre todo a los restos del adhesivo empleado en las restauraciones de resina compuesta, siendo aún más evidentes cuando se utilizaron las matrices circunferenciales Tofflemire y Automatrix. Este tipo de matrices rodean al diente completo, haciendo que sea muy fácil que el adhesivo empleado se extienda hacia las superficies vestibular y lingual, dejando excesos de poco espesor en forma de rebabas. En cualquier caso, estos excesos serían fácilmente removibles mediante las técnicas de acabado convencionales y, por tanto, no tendrían consecuencias clínicas.

Como ya anunciamos anteriormente, los escalones más pronunciados en los márgenes gingivales se obtuvieron con la matriz recta empleada con el anillo de separación. Uno de los inconvenientes de los anillos de separación, especialmente de los primeros que aparecieron en el mercado, es que pueden provocar una separación de la matriz en el área cervical (Peumans, 2020). Esta separación está altamente influenciada por la posición de las puntas del anillo de separación respecto a la cuña, como ya demostraron Loomans *et al.*, en 2012. En dicho estudio analizaron distintos tipos de anillos de separación, de técnicas de colocación, y posición del anillo, observando que cuando el anillo se coloca entre el diente a

restaurar y la cuña es cuando provoca una mayor separación y mayor sobrecontorno. Se observó además que el anillo con puntas en configuración de *V* fue el que provocaba un menor sobrecontorno (Loomans *et al.*, 2012). En el presente trabajo, en la técnica empleada, la cuña se inserta entre los brazos de la *V* que es para lo que está diseñado dicho anillo, que teóricamente provocaría menos excesos de material. Parece ser que la matriz recta empleada en el presente trabajo, no se adaptaría a la anatomía del área cervical, incluso habiendo empleado un anillo con puntas de configuración en *V*, que comparado con anillos *básicos* como BiTine ring (Dentsply Sirona) o Composi-Tight Gold (Garrison) produce menos excesos de material (Loomans *et al.*, 2009b; Loomans *et al.*, 2012; El-Shamy *et al.*, 2012). Por tanto, pensamos que peores resultados se habrían obtenido en caso de usar otro tipo de anillos.

Sin embargo, por otro lado, según Loomans *et al.*, 2012 este tipo de anillo podría no ser el más indicado en el caso de molares permanentes con poca altura coronal, desgastados o fracturados, puesto que afecta a su adecuada retención (Loomans *et al.*, 2012); y por tanto no sería el ideal tampoco para molares temporales que tienen un menor tamaño cérvico-oclusal que los permanentes. Deberían diseñarse por tanto anillos específicos para adaptarse a la altura y morfología de los molares temporales.

En cualquier caso, los resultados del presente trabajo de investigación coinciden con estudios previos realizados en dentición permanente en los que las matrices circunferenciales provocarían menos excesos que las matrices seccionales con anillo (Loomans *et al.*, 2009b; Chuang *et al.*, 2011), mediante las cuales no se puede evitar el sobrecontorneado marginal (Loomans *et al.*, 2012).

6.B.3. Sobre la relación entre los resultados de ambas variables

Los resultados del presente estudio muestran que no siempre existe relación entre un punto de contacto fuerte y una reproducción adecuada de la morfología proximal restaurada; como ya se observó previamente en otros estudios en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2009b; Chuang *et al.*, 2011).

En el caso de las restauraciones realizadas con el cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad, los valores más bajos de resistencia del punto de contacto coincidieron con una morfología de las superficies restauradas predominantemente plana. Sin embargo, en las restauraciones realizadas con ambas resinas compuestas, se observó una gran variabilidad de situaciones como a continuación se detalla.

Las matrices que mejores resultados obtuvieron de fuerza de punto de contacto fueron el sistema Automatrix y la sección de matriz recta con anillo. En el caso de la primera, los valores altos coincidieron como ya se ha comentado con una probable localización del punto de contacto desplazada hacia el tercio oclusal. Pero, habría que tener en cuenta las situaciones en las que un bruñido excesivo de la matriz pudiera provocar una concavidad en el tercio medio de la superficie proximal restaurada, como se observó en un porcentaje elevado de casos, creando áreas de concavidad por debajo de la cresta proximal o mayor área de contacto. Por otro parte, la presencia de excesos para esta matriz se localizó fundamentalmente en las superficies vestibular y lingual que sí que son accesibles al pulido.

En el caso de la matriz recta con anillo de separación, los valores altos de punto de contacto serían comparables a los obtenidos en estudios en dentición permanente, con matrices seccionales preformadas con anillo (Kampouropoulos *et al.*, 2010b; Saber *et al.*, 2011; El-Shamy *et al.*, 2012). Sin embargo, estos valores elevados coinciden con una morfología de las superficies restauradas, tanto convexas como planas, pero con excesos en los márgenes, sobre todo en el gingival, que podrían tener consecuencias clínicas al no ser accesibles al pulido (Loomans *et al.*, 2009b). Como ya ha sido explicado, el anillo Composit-Tight asociado a la matriz recta provoca una separación en el tercio gingival del diente a restaurar, que no se compensa con la presencia de la cuña (Loomans *et al.*, 2012). Esto implica que aumenten los excesos del material de restauración en esta área, y explica también el aumento en la resistencia del punto de contacto. Sería importante considerar en un estudio futuro el empleo del anillo de separación con la matriz preformada seccional, que en el presente estudio demostró no ser eficaz por sí sola, a pesar de su diseño especial anatómico para dientes temporales.

Los valores más bajos de resistencia del punto de contacto fueron para la matriz montada en el retenedor Tofflemire, coincidiendo en este caso con una morfología plana de superficies restauradas, y con estudios previos realizados en dentición permanente (Loomans *et al.*, 2006b; Wirsching *et al.*, 2011; Chuang, Chang, Chen 2011; H El-Shamy *et al.*, 2012). De acuerdo con estos resultados, podríamos afirmar que en este sistema se obtuvieron los valores más bajos de fuerza de punto de contacto y mayor frecuencia de superficies restauradas planas. Sin embargo, de acuerdo con Loomans *et al.*, 2009 también se observaron menos excesos de material que con las matrices seccionales empleadas con anillo de separación (Loomans *et al.*, 2009b).

Posiblemente, deberían desarrollarse sistemas de matrices específicos para dentición temporal, fáciles de usar y colocar y que fueran capaces de mejorar la reproducción de la morfología proximal de molares temporales (Bhatia *et al.*, 2021). Igualmente es importante mencionar que hoy en día existe en el mercado un sistema de matrices pediátricas llamado *Myjunior Kit* (Polydentia) que no se había comercializado cuando iniciamos el presente trabajo de investigación y que sería muy interesante poder evaluar en un estudio futuro, junto a otros nuevos sistemas de matrices.

6.C Limitaciones del presente trabajo

Es importante resaltar que la principal limitación de realizar un estudio *in vitro* para medir la resistencia del punto de contacto entre dientes adyacentes es que existe una gran cantidad de factores clínicos que influyen en este aspecto, que son muy difícilmente reproducibles. Estos factores son muy variados: el tipo de diente y su localización en la arcada, la hora del día en la que se realiza la medición, los cambios posturales y las condiciones periodontales del paciente (Kampouropoulos *et al.*, 2010b; El-Shamy *et al.*, 2019). A éstos se suman otros propios de los molares temporales, como la movilidad por recambio dentario o la presencia de diastemas (Allison y Schwartz, 2003a). Además, los dientes artificiales tratados en el presente estudio estaban montados en un tipodonto, y firmemente atornillados, impidiendo imitar la movilidad fisiológica de los dientes naturales (Loomans *et al.*, 2009b).

Por todo ello, y a pesar de que se ha demostrado que los estudios *in vitro* realizados en dentición permanente, tienen validez clínica (El-Shamy *et al.*, 2012), los resultados del presente trabajo de investigación deben de ser interpretados con cautela y no se pueden extrapolar a una situación clínica real, al menos hasta que no existan más estudios similares.

Por otro lado, en el momento que se comenzó el presente trabajo de investigación, no existía ningún estudio previo sobre el empleo de diferentes tipos de matrices y de materiales de restauración y su influencia en la reproducción del punto de contacto en dientes temporales. Este hecho supuso que la metodología se basara en los estudios previos existentes en dentición permanente

7. Conclusiones

7. CONCLUSIONES

Las conclusiones del presente trabajo de investigación, de acuerdo con la metodología empleada y a los resultados obtenidos, son las siguientes:

- 1) Los valores de resistencia del punto de contacto obtenidos fueron más elevados cuando las cavidades se obturaron con resina compuesta que con el cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad. Los sistemas de matrices Automatrix y la sección de matriz recta combinada con un anillo de separación produjeron puntos de contacto más fuertes con ambos composites. En cambio, la resistencia del punto de contacto fue similar en las restauraciones de ionómero de vidrio, independientemente del tipo de matriz utilizada.

- 2) Ninguno de los sistemas de matrices evaluados logró un contorno proximal perfectamente anatómico de las restauraciones de Clase II realizadas con los tres materiales restauradores empleados. Las restauraciones realizadas con resina compuesta mostraron variabilidad en el contorno de la superficie restaurada en función del tipo de matriz empleada y excesos en los márgenes cavitarios, incluso en áreas cervicales. Las superficies proximales restauradas con cemento de ionómero de vidrio de alta viscosidad fueron predominantemente planas, con presencia de grietas y brechas en los márgenes.

8. Bibliografía

8. BIBLIOGRAFÍA

- Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018; 26(3):101-121.
- Adabo GL, dos Santos Cruz CA, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *J Dent*. 2003; 31(5):353-359.
- Akman H, Tosun G. Clinical evaluation of bulk-fill resins and glass ionomer restorative materials: A 1-year follow-up randomized clinical trial in children. *Niger J Clin Pract*. 2020; 23(4):489-497.
- Almushayti M, Arjumand B. Operators' Ease and Satisfaction in Restoring Class II Cavities with Sectional Matrix Versus Circumferential Matrix System at Qassim University Dental Clinics. *Cureus*. 2022; 14(1): e20957.
- Alonso V, Caserio M, Darriba IL. Use of Transparent Tips for Obtaining Tight Proximal Contacts in Direct Class II Composite Resin Restorations. *Oper Dent*. 2019; 44(5):446-451.
- Altan H, Göztas Z, Arslanoglu Z. Bulk-Fill Restorative Materials in Primary Tooth: An Intrapulpal Temperature Changes Study. *Contemp Clin Dent*. 2018; 9(Suppl 1): S52-S57.
- Allison PJ, Schwartz S. Interproximal contact points and proximal caries in posterior primary teeth. *Pediatr Dent*. 2003; 25(4): 334-340.
- Alvanforoush N, Palamara J, Wong RH, Burrow MF. Comparison between published clinical success of direct resin composite restorations in vital posterior teeth in 1995-2005 and 2006-2016 periods. *Aust Dent J*. 2017; 62(2): 132-145.
- Alves dos Santos MP, Luiz RR, Maia LC. Randomised trial of resin-based restorations in Class I and Class II beveled preparations in primary molars: 48-month results. *J Dent*. 2010; 38(6): 451-459.

- Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Oper Dent*. 2018; 43(4): E173-E190.
- Alyahya A, Khanum A, Qudeimat M. Clinical assessment of class II resin-based composites versus preformed metal crowns performed on primary molars in patients at high risk of caries. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2018; 19(1): 39-45.
- Amaireh AI, Al-Jundi SH, Alshraideh HA. In vitro evaluation of microleakage in primary teeth restored with three adhesive materials: ACTIVA™, composite resin, and resin-modified glass ionomer. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2019; 20(4): 359-367.
- Aminoroaya A, Esmaeely Neisiany R, Nouri Khorasani S, Panahi P, Das O, Ramakrishna S. A Review of Dental Composites: Methods of Characterizations. *ACS Biomater Sci Eng*. 2020; 6(7): 3713-3744.
- Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater*. 2009; 25(11): 1411-1418.
- Araujo MP, Innes NP, Bonifácio CC, Hesse D, Olegario IC, Mendes FM, Raggio DP. Atraumatic restorative treatment compared to the Hall Technique for occluso-proximal carious lesions in primary molars; 36-month follow-up of a randomised control trial in a school setting. *BMC Oral Health*. 2020; 20(1): 318.
- Arbabzadeh-Zavareh F, Gibbs T, Meyers IA, Bouzari M, Mortazavi S, Walsh LJ. Recharge pattern of contemporary glass ionomer restoratives. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012; 9(2): 139-145.
- Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers (Basel)*. 2020; 12(8): 1786.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Long-term fluoride release from a glass ionomer cement,

a compomer, and from experimental resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2002; 60(2): 93-97.

Baby S, Ummer A, Mathew J, George L, Paul S. Comparative Study on the Compressive Strength of a New Ceramic Reinforced Glass Ionomer (Amalgomer CR) and Resin-coated High Strength Glass Ionomer Cement (Equia Forte) with a Nanohybrid Composite Material (Tetric N Ceram) in a Simulated Oral Environment: An In Vitro Study. *Cons Dent Endod J* 2018; 3(2): 40-44.

Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater.* 2016; 32(7): 847-852.

Balkaya H, Arslan S, Pala K. A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results. *J Appl Oral Sci.* 2019; 27: e20180678.

Balkaya H, Arslan S. A Two-year Clinical Comparison of Three Different Restorative Materials in Class II Cavities. *Oper Dent.* 2020; 45(1): E32-E42.

Banas JA, Takanami E, Hemsley RM, Villhauer A, Zhu M, Qian F, Marolf A, Drake D. R. Evaluating the relationship between acidogenicity and acid tolerance for oral streptococci from children with or without a history of caries [published correction appears in *J Oral Microbiol.* 2019 Dec 2; 12(1): 1699376]. *J Oral Microbiol.* 2019; 12(1): 1688449.

Bauer JG, Crispin BJ. Evolution of the matrix for Class 2 restorations. *Oper Dent.* 1986; Suppl 4: 1-37.

Bayne SC, Ferracane JL, Marshall GW, Marshall SJ, van Noort R. The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. *J Dent Res.* 2019; 98(3): 257-265.

Bayram M, Akgöl BB, Üstün N. Longevity of posterior composite restorations in children suffering from early childhood caries-results from a retrospective

- study. *Clin Oral Investig.* 2021; 25(5): 2867-2876.
- Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, Moritz A, Schedle A. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dent Mater.* 2015; 31(8): 958-985.
- Bellinaso MD, Soares FZM, Rocha RO. Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Investig Clin Dent.* 2019; 10(4): e12463.
- Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatr Dent.* 2015; 37(2): 116-124.
- Bhatia HP, Sood S, Sharma N, Singh A, Rajagopal V. Comparative Evaluation of Clinical Efficiency and Patient Acceptability toward the Use of Circumferential Matrix and Sectional Matrix for Restoration of Class II Cavities in Primary Molars: An *In Vivo* Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2021; 14(6): 748-751.
- Bin Nooh AN, Nahedh HA, AlRefeai M, Alkhudhairy F. The Effect of Irradiance on the Degree of Conversion and Volumetric Polymerization Shrinkage of Different Bulk-Fill Resin-Based Composites: An In Vitro Study. *Eur J Dent.* 2021; 15(2): 312-319.
- Björkman L, Lygre GB, Haug K, Skjærven R. Perinatal death and exposure to dental amalgam fillings during pregnancy in the population based MoBa cohort. *PLoS One.* 2018; 13(12): e0208803.
- Boeckh C, Schumacher E, Podbielski A, Haller B. Antibacterial activity of restorative dental biomaterials in vitro. *Caries Res.* 2002; 36(2): 101-107.
- Borgia E, Baron R, Borgia JL. Quality and Survival of Direct Light-Activated Composite Resin Restorations in Posterior Teeth: A 5- to 20-Year Retrospective Longitudinal Study. *J Prosthodont.* 2019; 28(1): e195-e203.
- Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc.* 1967;

74(3):439-445.

Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*. 1992; 6: 44-49.

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): 962-970.

Bravo M, Almerich JM, Canorea E, Casals E, Cortés FJ, Expósito AJ, Gómez G, Hidalgo G, Lamas M, Martínez Y, Monge M, Montiel JM, Navarro MI, Otero MP, Sainz Ruiz C, Trullols MC. Encuesta de Salud Oral en España 2020. *RCOE* 2020; 25(4): 12-69.

Brignardello-Petersen R. There seem to be no differences between the clinical performances of glass ionomer cement and composite resin when used for Class II restorations in primary teeth. *J Am Dent Assoc*. 2018; 149(11): e154.

Brito ACM, Bezerra IM, Cavalcante DFB, Pereira AC, Vieira V, Montezuma MF, Lucena E, Cavalcanti YW, Almeida L. Dental caries experience and associated factors in 12-year-old-children: a population based-study. *Braz Oral Res*. 2020; 34: e010.

Bücher K, Metz I, Pitchika V, Hickel R, Kühnisch J. Survival characteristics of composite restorations in primary teeth. *Clin Oral Investig*. 2015; 19(7):1653-1662.

Buerkle V, Kuehnisch J, Guelmann M, Hickel R. Restoration materials for primary molars-results from a European survey. *J Dent*. 2005; 33(4): 275-281.

Burke FJ, Mackenzie L, Sands P. Dental materials--what goes where? Class I and II cavities. *Dent Update*. 2013; 40(4)

Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater*. 2007; 23(1):100-105

Cerda-Rizo ER, de Paula Rodrigues M, Vilela A, *et al*, Bonding Interaction and

- Shrinkage Stress of Low-viscosity Bulk Fill Resin Composites With High-viscosity Bulk Fill or Conventional Resin Composites. *Oper Dent.* 2019; 44(6): 625-636.
- Chadwick BL, Evans DJ. Restoration of class II cavities in primary molar teeth with conventional and resin modified glass ionomer cements: a systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2007; 8(1): 14-21.
- Chang M, Dennison J, Yaman P. Physical property evaluation of four composite materials. *Oper Dent.* 2013; 38(5): E144-E153.
- Cheng L, Weir MD, Xu HH, Kraigsley AM, Lin NJ, Lin-Gibson S, Zhou X. Antibacterial and physical properties of calcium-phosphate and calcium-fluoride nanocomposites with chlorhexidine. *Dent Mater.* 2012; 28(5):573-583.
- Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, de Oliveira L, Conde M, Demarco FF, Corrêa M B. Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent.* 2018; 28(2): 123-139.
- Chuang SF, Chang CH, Chen TY. Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique. *Dent Mater.* 2011; 27(2): 134-143.
- Chuang SF, Su KC, Wang CH, Chang CH. Morphological analysis of proximal contacts in class II direct restorations with 3D image reconstruction. *J Dent.* 2011; 39(6): 448-456.
- Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, Lie Nakano E, Ayala Perez MD, Pfeifer CS, Gonçalves F. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk fill composites resin -a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 2019; 35(10): e249-e264.
- Colak H, Dülgergil CT, Dalli M, Hamidi MM. Early childhood caries update: A review of causes, diagnoses, and treatments. *J Nat Sci Biol Med.* 2013; 4(1): 29-38.
- Collado-González M, Pecci-Lloret MR, Tomás-Catalá CJ, García-Bernal D, Oñate-Sánchez RE, Llena C, Forner L, Rosa V, Rodríguez-Lozano FJ. Thermo-setting

- glass ionomer cements promote variable biological responses of human dental pulp stem cells. *Dent Mater.* 2018; 34(6): 932-943.
- Corrêa-Faria P, Paixão-Gonçalves S, Paiva SM, Pordeus IA. Incidence of dental caries in primary dentition and risk factors: a longitudinal study. *Braz Oral Res.* 2016; 30(1): S1806-83242016000100254.
- Cortes A, Martignon S, Qvist V, Ekstrand KR. Approximal morphology as predictor of approximal caries in primary molar teeth. *Clin Oral Investig.* 2018; 22(2): 951-959.
- Costa VP, de Queiroz IQ, Lia EN. Primary and Permanent Dentitions: characteristics and Differences. En: Leal SC, Takeshita EM, editors. *Pediatric Restorative Dentistry.* Brasilia; Springer; 2019. p. 23-27.
- Crystal YO, Janal MN, Hamilton DS, Niederman R. Parental perceptions and acceptance of silver diamine fluoride staining. *J Am Dent Assoc.* 2017; 148(7): 510-518.e4.
- Cumerlato CBDF, Demarco FF, Barros AJD, Peres MA, Peres KG, Morales Cascaes A, de Camargo MBJ, da Silva Dos Santos I, Matijasevich A, Corrêa MB. Reasons for direct restoration failure from childhood to adolescence: A birth cohort study. *J Dent.* 2019; 89: 103183.
- Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguércio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, Opdam NJ, Demarco FF. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater.* 2011; 27(10): 955-963.
- Da Silva RC, Zuanon AC, Spolidorio DM, Campos JA. Antibacterial activity of four glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18(9): 1859-1862.
- Da Veiga AM, Cunha AC, Ferreira DM, da Silva Fidalgo TK, Chianca TK, Reis KR, Maia LC. Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016; 54: 1-12.

- De Abreu JLB, Sampaio CS, Benalcázar Jalkh EB, Hirata R. Analysis of the color matching of universal resin composites in anterior restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2021; 33(2): 269-276.
- De Amorim RG, Frencken JE, Raggio DP, Chen X, Hu X, Leal SC. Survival percentages of atraumatic restorative treatment (ART) restorations and sealants in posterior teeth: an updated systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2018; 22(8): 2703-2725.
- De Caluwé T, Vercruyssen CW, Fraeyman S, Verbeeck RM. The influence of particle size and fluorine content of aluminosilicate glass on the glass ionomer cement properties. *Dent Mater.* 2014; 30(9): 1029-1038.
- De Caluwé T, Vercruyssen CW, Ladik I. Addition of bioactive glass to glass ionomer cements: Effect on the physico-chemical properties and biocompatibility. *Dent Mater.* 2017; 33(4): e186-e203.
- Demarco FF, Cenci MS, Lima FG, Donassollo TA, André Dde A, Leida FL. Class II composite restorations with metallic and translucent matrices: 2-year follow-up findings. *J Dent.* 2007; 35(3): 231-237.
- Dermata A, Papageorgiou SN, Fragkou S, Kotsanos N. Comparison of resin modified glass ionomer cement and composite resin in class II primary molar restorations: a 2-year parallel randomised clinical trial. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2018; 19(6): 393-401.
- Dermata A, Papageorgiou SN, Kotsanos N. Three-year performance of a nano-filled resin-modified glass ionomer cement in class II primary molar restorations. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2021; 22(3): 425-432.
- DeRouen TA, Martin MD, Leroux BG, Townes BD, Woods JS, Leitão J, Castro-Caldas A, Luis H, Bernardo M, Rosenbaum G, Martins IP. Neurobehavioral effects of dental amalgam in children: a randomized clinical trial. *JAMA.* 2006; 295(15): 1784-1792.
- Dhar V, Hsu KL, Coll JA, Ginsberg E, Ball BM, Chhibber S, Johnson M, Kim M, Modaresi

- N, Tinanoff N. Evidence-based Update of Pediatric Dental Restorative Procedures: Dental Materials. *J Clin Pediatr Dent.* 2015; 39(4): 303-310.
- Dhar V, Mon S, Macek MD. Evaluation of Nonproximal Caries as Predictor of Proximal Caries in Primary Molars. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2018; 11(6): 457-461.
- Dias AGA, Magno MB, Delbem ACB, Cunha RF, Maia LC, Pessan JP. Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2018; 73: 1-13.
- Dindukurthi MK, Setty JV, Srinivasan I, Melwani AM, Manasa Hegde K, Radhakrishna S. Restoration of Proximal Contacts in Decayed Primary Molars Using Three Different Matrix Systems in Children Aged 5-9 Years: An *In Vivo* Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2021;14(1): 70-74.
- Dionysopoulos D, Tolidis K, Strakas D, Gerasimou P, Sfeikos T, Gutknecht N. Effect of radiant heat on conventional glass ionomer cements during setting by using a blue light diode laser system (445 nm). *Lasers Med Sci.* 2017; 32(3): 703-709.
- Dionysopoulos D, Gerasimidou O. Wear of contemporary dental composite resin restorations: a literature review. *Restor Dent Endod.* 2021; 46(2): e18.
- Donly KJ, Wild TW, Jensen ME. Posterior composite Class II restorations: in vitro comparison of preparation designs and restoration techniques. *Dent Mater.* 1990; 6(2): 88-93.
- Donly KJ, García-Godoy F. The Use of Resin-based Composite in Children: An Update. *Pediatr Dent.* 2015; 37(2): 136-143.
- Dörfer CE, von Bethlenfalvy ER, Staehle HJ, Pioch T. Factors influencing proximal dental contact strengths. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(5):368-77.
- Dorri M, Martinez-Zapata MJ, Walsh T, Marinho VC, Sheiham Deceased A, Zaror C. Atraumatic restorative treatment versus conventional restorative treatment for managing dental caries. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017; 12(12):

CD008072.

Du Q, Fu M, Zhou Y, Cao Y, Guo T, Zhou Z, Li M, Peng X, Zheng X, Li Y, Xu X, He J, Zhou X. Sucrose promotes caries progression by disrupting the microecological balance in oral biofilms: an-in vitro study. *Sci Rep.* 2020; 10(1):2961.

Ebrahimi M, Shirazi AS, Afshari E. Success and Behavior During Atraumatic Restorative Treatment, the Hall Technique, and the Stainless-Steel Crown Technique for Primary Molar Teeth. *Pediatr Dent.* 2020; 42(3): 187-192.

Ehlers V, Gran K, Callaway A, Azrak B, Ernst CP. One-year Clinical Performance of Flowable Bulk-fill Composite vs Conventional Compomer Restorations in Primary Molars. *J Adhes Dent.* 2019; 21(3): 247-254.

El-Housseiny AA, Alamoudi NM, Nouri S, Felemban O. A randomized controlled clinical trial of glass carbomer restorations in Class II cavities in primary molars: 12-month results. *Quintessence Int.* 2019; 50(7): 522-532.

El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater.* 2012; 28(12): 1292-1300.

El-Safty S, Silikas N, Akhtar R, Watts DC. Nanoindentation creep versus bulk compressive creep of dental resin-composites. *Dent Mater.* 2012; 28(11): 1171-1182.

El-Shamy H, Saber MH, Dörfer CE, El-Badrawy W, Loomans BA. Influence of volumetric shrinkage and curing light intensity on proximal contact tightness of class II resin composite restorations: in vitro study. *Oper Dent.* 2012; 37(2): 205-210.

El-Shamy H, Sonbul H, Alturkestani N, Loomans BA, Dörfer C, El-Badrawy W. Proximal contact tightness of class II bulk-fill composite resin restorations: An in vitro study. *Dent Mater J.* 2019; 38(1): 96-100.

Elfrink ME, Schuller AA, Veerkamp JS, Poorterman JH, Moll HA, ten Cate BJ. Factors increasing the caries risk of second primary molars in 5-year-old Dutch children. *Int J Paediatr Dent.* 2010; 20(2): 151-157.

- Elshazly TM, Bourauel C, Sherief DI, El-Korashy DI. Evaluation of Two Resin Composites Having Different Matrix Compositions. *Dent J (Basel)*. 2020; 8(3): 76.
- Ertugrul F, Cogulu D, Ozdemir Y, Ersin N. Comparison of conventional versus colored compomers for class II restorations in primary molars: a 12-month clinical study. *Med Princ Pract*. 2010; 19(2): 148-152.
- Esmaeely Neisiany R, Enayati MS, Sajkiewicz P, Pahlevanneshan Z and Ramakrishna S. Insight Into the Current Directions in Functionalized Nanocomposite Hydrogels. *Front. Mater*. 2020; 7(25): 1-8.
- Fabianelli A, Pollington S, Davidson C, Chrysanti M, Goracci C. Scientific Relevance of Micro - Leakage Studies in Restorations. *Modern Dentistry Media* 2007; 9 (3): 64-74.
- 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): 1636-1639.
- Feng L, Suh BI, Shortall AC. Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface. *Dent Mater*. 2010; 26(8): 719-729.
- Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1995; 6(4): 302-318.
- Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 2011; 27(1): 29-38.
- Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, Watts DC, Silikas N, Ilie N, Heintze S, Cadenaro M, Hickel R. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part II- Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dent Mater*. 2017; 33(11):1171-1191.
- Ferro R, Besostri A, Olivieri A. Caries prevalence and tooth surface distribution in a group of 5-year-old Italian children. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2009; 10(1): 33-37.

- Filtek Bulk Fill Posterior Restorative ®. 3 M Oral Care. Perfil técnico del producto. 2017. Disponible en: <https://multimedia.3m.com/mws/media/10211410/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-tpp.pdf> / Acceso el 10 de Abril de 2021.
- Filtek Z500 ®. 3 M Oral Care. Perfil técnico del producto. 2011. Disponible en: <https://multimedia.3m.com/mws/media/15906630/3m-filtek-z500-brochure.pdf> / Acceso el 10 de Abril de 2021.
- Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater.* 2013; 29(8): 906-912.
- Forsten L. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand J Dent Res.* 1991; 99(3): 241-245.
- Francois P, Fouquet V, Attal JP, Dursun E. Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials (Basel).* 2020; 13(10): 2313.
- Frencken JE, Peters MC, Manton DJ, Leal SC, Gordan VV, Eden E. Minimal intervention dentistry for managing dental caries - a review: report of a FDI task group. *Int Dent J.* 2012; 62(5): 223-243
- Frencken JE. Atraumatic restorative treatment and minimal intervention dentistry. *Br Dent J.* 2017; 223(3): 183-189.
- Frencken JE. Caries Epidemiology and Its Challenges. *Monogr Oral Sci.* 2018; 27: 11-23.
- Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater.* 2011; 27(10): 1031-1037.
- Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent*

- Mater.* 2015; 31(12): 1542-1551.
- Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. *J Dent Res.* 2017; 96(10):1085-1091.
- Fuhrmann D, Murchison D, Whipple S, Vandewalle K. Properties of New Glass-Ionomer Restorative Systems Marketed for Stress-Bearing Areas. *Oper Dent.* 2020; 45(1): 104-110.
- Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clin Oral Investig.* 2017; 21(4): 1063-1070.
- García-Cuesta C, Faus-Llácer V, Zubizarreta-Macho Á, Botello-Torres R, Faus-Matoses V. A comparison of the marginal adaptation of composite overlays fabricated with silicone and an intraoral scanner. *J Clin Exp Dent.* 2021; 13(5): e473-e478.
- GBD 2017 Oral Disorders Collaborators, Bernabe E, Marcenes W, Bernabe E, Marcenes W, Hernandez CR, Bailey J, Abreu LG, Alipour V, Amini S, Arabloo J, Arefi Z, Arora A, Ayanore MA, Bärnighausen TW, Bijani A, Cho DY, Chu DT, Crowe CS, Demoz GT, Demsie DG, Dibaji Forooshani ZS, Du M, El Tantawi M, Fischer F, Folayan MO, Futran ND, Geramo YCD, Haj-Mirzaian A, Hariyani N, Hasanzadeh A, Hassanipour S, Hay SI, Hole MK, Hostiuc S, Ilic MD, James SL, Kalhor R, Kemmer L, Keramati M, Khader YS, Kisa S, Kisa A, Koyanagi A, Lalloo R, Le Nguyen Q, London SD, Manohar ND, Massenburg BB, Mathur MR, Meles HG, Mestrovic T, Mohammadian-Hafshejani A, Mohammadpourhodki R, Mokdad AH, Morrison SD, Nazari J, Nguyen TH, Nguyen CT, Nixon MR, Olagunju TO, Pakshir K, Pathak M, Rabiee N, Rafiei A, Ramezanzadeh K, Rios-Blancas MJ, Roro EM, Sabour S, Samy AM, Sawhney M, Schwendicke F, Shaahmadi F, Shaikh MA, Stein C, Tovani-Palone MR, Tran BX, Unnikrishnan B, Vu GT, Vukovic A, Warouw TSS, Zaidi Z, Zhang ZJ, Kassebaum NJ.. Global, Regional, and National Levels and Trends in Burden of Oral Conditions from 1990 to 2017: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease 2017 Study. *J Dent Res.* 2020; 99(4): 362-373.

- Gerula-Szymańska A, Kaczor K, Lewusz-Butkiewicz K, Nowicka A. Marginal integrity of flowable and packable bulk fill materials used for class II restorations -A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater J.* 2020; 39(3): 335-344.
- Ghaderi F, Mardani A. Clinical Success Rate of Compomer and Amalgam Class II Restorations in First Primary Molars: A Two-year Study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2015; 9(2): 92-95.
- Gilmour AS, James T, Bryant S, Gardner A, Stone D, Addy LD. An in vitro study on the use of circumferential matrix bands in the placement of Class II amalgam restorations. *Br Dent J.* 2008; 204(6): E10-311.
- Gok Baba M, Kirzioglu Z, Ceyhan D. One-year clinical evaluation of two high-viscosity glass-ionomer cements in class II restorations of primary molars. *Aust Dent J.* 2021; 66(1): 32-40.
- Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig.* 2008; 12(1): 1-8.
- Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci.* 2009; 117(4): 442-446.
- Gopinath VK. Comparative evaluation of microleakage between bulk esthetic materials versus resin-modified glass ionomer to restore Class II cavities in primary molars. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2017; 35(3): 238-243.
- Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent.* 2015; 40(2):134-143.
- Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2017; 21(7): 2335-2343.
- Gurgan S, Kutuk ZB, Ozturk C, Soleimani R, Cakir FY. Clinical Performance of a Glass

- Hybrid Restorative in Extended Size Class II Cavities. *Oper Dent.* 2020; 45(3): 243-254.
- Gurgan S, Kutuk ZB, Yalcin Cakir F, Ergin E. A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities. *J Dent.* 2020; 94: 103175.
- Halawany HS, Salama F, Jacob V, Abraham NB, Moharib TNB, Alazmah AS, Al Harbi JA. A survey of pediatric dentists' caries-related treatment decisions and restorative modalities - A web-based survey. *Saudi Dent J.* 2017; 29(2): 66-73.
- Hassan MM. Glass Ionomer Cements May Be Used as an Alternative to Composite Resins in Class II (CL II) Restoration of Primary Molars. *J Evid Based Dent Pract.* 2020; 20(2): 101437.
- Heck K, Frasher I, Diegritz C, Manhart J, Hickel R, Fotiadou C. Six-year results of a randomized controlled clinical trial of two glass ionomer cements in class II cavities. *J Dent.* 2020; 97: 103333.
- Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials-A systematic review. *Dent Mater.* 2017; 33(3): e101-e114.
- Hesse D, de Araujo MP, Olegário IC, Innes N, Raggio DP, Bonifácio CC. Atraumatic Restorative Treatment compared to the Hall Technique for occluso-proximal cavities in primary molars: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2016; 17: 169.
- Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig.* 2010; 14(4): 349-366.
- Hilgert LA, de Amorim RG, Leal SC, Mulder J, Creugers NH, Frencken JE. Is high-viscosity glass-ionomer-cement a successor to amalgam for treating primary molars? *Dent Mater.* 2014; 30(10): 1172-1178.

- Hilgert LA, Frencken JE, de Amorim RG, Mulder J, Leal SC. A study on the survival of primary molars with intact and with defective restorations. *Int J Paediatr Dent*. 2016; 26(5): 383-390.
- Hinton, O. Proximal contact tightness for class II direct composite restoration: a literature review. *Dent Update*. 2021; 48: 733-740.
- Hong G, Yang J, Jin X, Wu T, Dai S, Xie H, Chen C. Mechanical Properties of Nanohybrid Resin Composites Containing Various Mass Fractions of Modified Zirconia Particles. *Int J Nanomedicine*. 2020;15: 9891-9907.
- Huang QT, He JW, Lin ZM, Liu F, Lassila LVJ, Vallittu PK. Physical and chemical properties of an antimicrobial Bis-GMA free dental resin with quaternary ammonium dimethacrylate monomer. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 56: 68-76.
- Hübel S, Mejàre I. Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *Int J Paediatr Dent*. 2003;13(1): 2-8.
- Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites [published correction appears in *Clin Oral Investig*. 2009 Dec;13(4):485-7]. *Clin Oral Investig*. 2009;13(4): 427-438.
- Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1: 59-66.
- Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an-in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*. 2013; 38(6): 618-625.
- Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater*. 2017; 33(8): 880-894.
- Ilie N. Maturation of restorative glass ionomers with simplified application procedure. *J Dent*. 2018; 79: 46-52.

- Innes NP, Ricketts D, Chong LY, Keightley AJ, Lamont T, Santamaria RM. Preformed crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015; 2015(12): CD005512.
- Innes NP, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, Van Landuyt K, Banerjee A, Campus G, Doméjean S, Fontana M, Leal S, Lo E, Machiulskiene V, Schulte A, Splieth C, Zandona A, Schwendicke F. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Terminology. *Adv Dent Res*. 2016;28(2):49-57.
- Innes NP, Clarkson JE, Douglas GVA, Ryan V, Wilson N, Homer T, Marshman Z, McColl E, Vale L, Robertson M, Abouhajar A, Holmes RD, Freeman R, Chadwick B, Deery C, Wong F, Maguire A. Child Caries Management: A Randomized Controlled Trial in Dental Practice. *J Dent Res*. 2020; 99(1): 36-43.
- Jindal S, Jindal R, Mahajan S, Dua R, Jain N, Sharma S. In vitro evaluation of the effect of post system and length on the fracture resistance of endodontically treated human anterior teeth. *Clin Oral Investig*. 2012; 16(6): 1627-1633.
- Jung JH, Park SH. Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent*. 2017; 42(4): 375-386.
- Käkilehto T, Välimäki S, Tjäderhane L, Vähänikkilä H, Salo S, Anttonen V. Survival of primary molar restorations in four birth cohorts-A retrospective, practice-based study. *Acta Odontol Scand*. 2013; 71(6): 1418-1422.
- Kampouropoulos D, Paximada C, Loukidis M, Kakaboura A. The influence of matrix type on the proximal contact in Class II resin composite restorations. *Oper Dent*. 2010; 35(4): 454-462.
- Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dent Mater*. 2011; 27(11): 1144-1152.

- Kateeb ET, Warren JJ. The transition from amalgam to other restorative materials in the U.S. predoctoral pediatric dentistry clinics. *Clin Exp Dent Res*. 2019; 5(4): 413-419.
- Keogh TP, Bertolotti RL. Creating tight, anatomically correct interproximal contacts. *Dent Clin North Am*. 2001; 45(1): 83-102.
- Kharouf N, Sauro S, Jmal H, Eid A, Karrouf M, Bahlouli N, Haikel Y, Mancino D. Does Multi-Fiber-Reinforced Composite-Post Influence the Filling Ability and the Bond Strength in Root Canal? *Bioengineering (Basel)*. 2021; 8(12):195.
- Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013; 10(4): 411-420.
- Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res*. 2004; 83 Spec No C: C35-C38.
- Kielbassa AM, Oehme EP, Shakavets N, Wolgin M. In vitro wear of (resin-coated) high-viscosity glass ionomer cements and glass hybrid restorative systems. *J Dent*. 2021; 105: 103554.
- Kirthiga M, Muthu MS, Kayalvizhi G, Krithika C. Proposed classification for interproximal contacts of primary molars using CBCT: a pilot study. *Wellcome Open Res*. 2018; 3: 98.
- Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*. 2004; 20(1): 45-50.
- Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci*. 2012; 120(6): 539-548.
- Krämer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *Dent Mater*. 2009; 25(6): 750-759.
- Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Intraoral digital scanners. *J*

Clin Orthod. 2014; 48(6): 337-347.

Kruly PC, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga USG, Marques ACR, Terada RSS. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PLoS One.* 2018; 13(2): e0191942.

Kupietzky A, Atia Joachim D, Tal E, Moskovitz M. Long-term clinical performance of heat-cured high-viscosity glass ionomer class II restorations versus resin-based composites in primary molars: a randomized comparison trial. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2019; 20(5): 451-456.

Kutuk ZB, Vural UK, Cakir FY, Miletic I, Gurgan S. Mechanical properties and water sorption of two experimental glass ionomer cements with hydroxyapatite or calcium fluorapatite formulation. *Dent Mater J.* 2019; 38(3): 471-479.

Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater.* 2012; 28(7): 801-809.

Ladewig NM, Sahiara CS, Yoshioka L, Olegário IC, Floriano I, Tedesco TK, Mendes FM, Braga MM, Raggio DP. Efficacy of conventional treatment with composite resin and atraumatic restorative treatment in posterior primary teeth: study protocol for a randomised controlled trial. *BMJ Open.* 2017; 7(7): e015542.

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977; 33(1): 159-174.

Lardani L, Derchi G, Marchio V, Carli E. One-Year Clinical Performance of Activa™ Bioactive-Restorative Composite in Primary Molars. *Children (Basel).* 2022; 9(3): 433.

Lawson NC, Janyavula S, Price RB. 2021 Trends in Restorative Dentistry: Composites, Curing Lights, and Matrix Bands. *Compend Contin Educ Dent.* 2021; 42(2): 93-94.

Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on

- the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater.* 2008; 24(8): 1141-1147.
- Lins RBE, Aristilde S, Osório JH, Cordeiro CMB, Yanikian CRF, Bicalho AA, Stape THS, Soares CJ, Martins LRM. Biomechanical behaviour of bulk-fill resin composites in class II restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 98: 255-261.
- Lohbauer U, Walker J, Nikolaenko S, Werner J, Clare A, Petschelt A, Greil P. Reactive fibre reinforced glass ionomer cements. *Biomaterials.* 2003; 24(17):2901-2907
- Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Bronkhorst EM, Burgersdijk RC. Comparison of proximal contacts of Class II resin composite restorations in vitro. *Oper Dent.* 2006; 31(6) :688-693.
- Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Bronkhorst EM, Burgersdijk RC, Dörfer CE. A randomized clinical trial on proximal contacts of posterior composites. *J Dent.* 2006; 34(4) :292-297.
- Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Bronkhorst EM, Plasschaert AJ. The long-term effect of a composite resin restoration on proximal contact tightness. *J Dent.* 2007; 35(2): 104-108.
- Loomans BA, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters FJ, Dörfer CE. A clinical study on interdental separation techniques. *Oper Dent.* 2007; 32(3): 207-211.
- Loomans BA, Roeters FJ, Opdam NJ, Kuijs RH. The effect of proximal contour on marginal ridge fracture of Class II composite resin restorations. *J Dent.* 2008; 36(10): 828-832.
- Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Bronkhorst EM, Huysmans MC. Restoration techniques and marginal overhang in Class II composite resin restorations. *J Dent.* 2009; 37(9): 712-717.
- Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Huysmans MC. Proximal marginal overhang of composite restorations in relation to placement technique of separation rings. *Oper Dent.* 2012; 37(1):21-27.

- Lopes L, Terada R, de Castro-Hoshino LV, de Oliveira B, Pascotto RC, Baesso ML, Tabchoury C, Sato F, Nicholson JW, Sidhu SK. In Vitro Evaluation of the Stabilization Time of Chemical Bonds During Setting Reaction and Microhardness of Preheated Glass-Ionomer Cements. *Oper Dent.* 2021;46(2): 208-218.
- Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Oper Dent.* 2006;31(6): 734-740.
- Lucena C, Ruiz-López J, Pulgar R, Della Bona A, Pérez MM. Optical behavior of one-shaded resin-based composites. *Dent Mater.* 2021; 37(5): 840-848.
- Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(4): 480-488.
- Machiulskiene V, Campus G, Carvalho JC, Dige I, Ekstrand KR, Jablonski-Momeni A, Maltz M, Manton DJ, Martignon S, Martinez-Mier EA, Pitts NB, Schulte AG, Splieth CH, Tenuta LMA, Ferreira Zandona A, Nyvad B. Terminology of Dental Caries and Dental Caries Management: Consensus Report of a Workshop Organized by ORCA and Cariology Research Group of IADR. *Caries Res.* 2020; 54(1): 7-14.
- Maciel R, Salvador D, Azoubel K, Redivivo R, Maciel C, da Franca C, Amerongen E, Colares V. The opinion of children and their parents about four different types of dental restorations in a public health service in Brazil. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2017; 18(1): 25-29.
- Mackenzie L, Burke FJ, Shortall AC. Posterior composites: a practical guide revisited. *Dent Update.* 2012; 39(3): 211-216.
- Marcenes W, Kassebaum NJ, Bernabé E, Flaxman A, Naghavi M, Lopez A, Murray CJ. Global burden of oral conditions in 1990-2010: a systematic analysis. *J Dent Res.* 2013; 92(7): 592-597.
- Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 2018; 34(1): 13-28.

- McLean JW, Wilson AD. Glass ionomer cements. *Br Dent J*. 2004; 196(9): 514-515.
- Mejàre I, Stenlund H, Julihn A, Larsson I, Permert L. Influence of approximal caries in primary molars on caries rate for the mesial surface of the first permanent molar in swedish children from 6 to 12 years of age. *Caries Res*. 2001; 35(3): 178-185.
- Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent*. 2013; 41(3): 223-230.
- Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Aust Dent J*. 2011; 56(1): 10-103.
- Miletic V, Peric D, Milosevic M, Manojlovic D, Mitrovic N. Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. *Dent Mater*. 2016; 32(11): 1441-1451.
- Miyazaki M, Moore BK, Onose H. Effect of surface coatings on flexural properties of glass ionomers. *Eur J Oral Sci*. 1996; 104(5-6): 600-604.
- Mobarak E, El-Deeb H, Daifalla LE, Ghaly M, Mustafa M, Sabry D, Fatah H, Mulder J, Creugers NHJ, Frencken JE. Survival of multiple-surface ART restorations using a zinc-reinforced glass-ionomer restorative after 2 years: A randomized triple-blind clinical trial. *Dent Mater*. 2019;35(9): e185-e192.
- Mosharrafian S, Heidari A, Rahbar P. Microleakage of Two Bulk Fill and One Conventional Composite in Class II Restorations of Primary Posterior Teeth. *J Dent (Tehran)*. 2017; 14(3): 123-131.
- Muduroglu R, Ionescu AC, Del Fabbro M, Scolavino S, Brambilla E. Distribution of adhesive layer in class II composite resin restorations before/after interproximal matrix application. *J Dent*. 2020; 103: 103494.
- Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JM, Sauro S, Matinlinna JP, Rehman IU. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci*. 2016; 17(7): 1134.

- Nanavati K, Katge F, Chimata VK, Pradhan D, Kamble A, Patil D. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Bioactive Restorative Material, Zirconia Reinforced Glass Ionomer Cement and Conventional Glass Ionomer Cement to the Dentinal Surface of Primary Molars: an-in vitro Study. *J Dent (Shiraz)*. 2021; 22(4): 260-266.
- Nelson T, Scott JM, Crystal YO, Berg JH, Milgrom P. Silver Diamine Fluoride in Pediatric Dentistry Training Programs: Survey of Graduate Program Directors. *Pediatr Dent*. 2016; 38(3): 212-217.
- Ngo H. Glass-ionomer cements as restorative and preventive materials. *Dent Clin North Am*. 2010; 54(3): 551-563.
- Nicholson JW, Czarnecka B. Review paper: Role of aluminum in glass-ionomer dental cements and its biological effects. *J Biomater Appl*. 2009; 24(4): 293-308.
- Nicholson JW. Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: A review. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 2016; 69: 33-38
- Nicholson JW. Maturation processes in glass-ionomer dental cements. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018;4(1): 63-71.
- Nicholson JW, Sidhu SK, Czarnecka B. Enhancing the Mechanical Properties of Glass-Ionomer Dental Cements: A Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(11): 2510.
- Novaes TF, Matos R, Braga MM, Imparato JC, Raggio DP, Mendes FM. Performance of a pen-type laser fluorescence device and conventional methods in detecting approximal caries lesions in primary teeth--in vivo study. *Caries Res*. 2009; 43(1): 36-42.
- Novaes TF, Matos R, Celiberti P, Braga MM, Mendes FM. The influence of interdental spacing on the detection of proximal caries lesions in primary teeth. *Braz Oral Res*. 2012; 26(4): 293-299.
- Oldenburg TR, Vann WF Jr, Dilley DC. Comparison of composite and amalgam in posterior teeth of children. *Dent Mater*. 1987; 3(4): 182-186.

- Omidi BR, Naeini FF, Dehghan H, Tamiz P, Savadroodbari MM, Jabbarian R. Microleakage of an Enhanced Resin-Modified Glass Ionomer Restorative Material in Primary Molars. *J Dent (Tehran)*. 2018; 15(4): 205-213.
- Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, Gaengler P, Lindberg A, Huysmans MC, van Dijken JW. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*. 2014; 93(10): 943-949.
- Ortiz-Ruiz AJ, Pérez-Guzmán N, Rubio-Aparicio M, Sánchez-Meca J. Success rate of proximal tooth-coloured direct restorations in primary teeth at 24 months: a meta-analysis. *Sci Rep*. 2020; 10(1): 6409.
- Osiewicz MA, Werner A, Roeters FJM, Kleverlaan CJ. Wear of bulk-fill resin composites. *Dent Mater*. 2022; 38(3): 549-553.
- Owens BM, Phebus JG. An evidence-based review of dental matrix systems. *Gen Dent*. 2016; 64(5): 64-70.
- Paganini A, Attin T, Tauböck TT. Margin Integrity of Bulk-Fill Composite Restorations in Primary Teeth. *Materials (Basel)*. 2020; 13(17): 3802.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater*. 2008; 24(11): 1501-1505.
- Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. *Dent Mater*. 2012; 28(11): 1113-1119.
- Patras M, Doukoudakis S. Class II composite restorations and proximal concavities: clinical implications and management. *Oper Dent*. 2013; 38(2): 119-124.
- Pereira Sanchez N, Powers JM, Paravina RD. Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2019; 31(5): 465-470.

- Peumans M, Van Meerbeek B, Asscherickx K, Simon S, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G. Do condensable composites help to achieve better proximal contacts? *Dent Mater*. 2001;17(6): 533-541.
- Peumans M, Venuti P, Politano G, Van Meerbeek B. Effective Protocol for Daily High-quality Direct Posterior Composite Restorations. The Interdental Anatomy of the Class-2 Composite Restoration. *J Adhes Dent*. 2021; 23(1): 21-34.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997; 105(2): 97-116.
- Pinto Gdos S, Oliveira LJ, Romano AR, Schardosim LR, Bonow ML, Pacce M, Correa MB, Demarco FF, Torriani DD. Longevity of posterior restorations in primary teeth: results from a paediatric dental clinic. *J Dent*. 2014; 42(10): 1248-1254.
- Pires CW, Pedrotti D, Lenzi TL, Soares FZM, Ziegelmann PK, Rocha RO. Is there a best conventional material for restoring posterior primary teeth? A network meta-analysis. *Braz Oral Res*. 2018; 32: e10.
- Pires PM, Neves AA, Makeeva IM, Schwendicke F, Faus-Matoses V, Yoshihara K, Banerjee A, Sauro S. Contemporary restorative ion-releasing materials: current status, interfacial properties and operative approaches. *Br Dent J*. 2020; 229(7): 450-458.
- Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, Ekstrand K, Weintraub JA, Ramos-Gomez F, Tagami J, Twetman S, Tsakos G, Ismail A. Dental caries. *Nat Rev Dis Primers*. 2017; 3:17030. Published 2017 May 25.
- Pitts NB, Seow WK, Sharkov N, Songpaisan Y, Twetman S. Early childhood caries epidemiology, aetiology, risk assessment, societal burden, management, education, and policy: Global perspective. *Int J Paediatr Dent*. 2019; 29(3): 238-248.
- Powis DR, Follerås T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res*. 1982; 61(12): 1416-1422.
- Prosser HJ, Powis DR, Wilson AD. Glass-ionomer cements of improved flexural

- strength. *J Dent Res*. 1986; 65(2): 146-148.
- Pummer A, Cieplik F, Nikolić M, Buchalla W, Hiller KA, Schmalz G. Longevity of posterior composite and compomer restorations in children placed under different types of anesthesia: a retrospective 5-year study. *Clin Oral Investig*. 2020; 24(1): 141-150.
- Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *Eur J Oral Sci*. 2004; 112(2): 188-196.
- Qvist V, Poulsen A, Teglers PT, Mjör IA. The longevity of different restorations in primary teeth. *Int J Paediatr Dent*. 2010 ;20(1): 1-7.
- Raggio DP, Hesse D, Lenzi TL, Guglielmi CA, Braga MM. Is Atraumatic restorative treatment an option for restoring occlusoproximal caries lesions in primary teeth? A systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent*. 2013; 23(6): 435-443.
- Ramos-Gomez F, Kinsler J, Askaryar H. Understanding oral health disparities in children as a global public health issue: how dental health professionals can make a difference. *J Public Health Policy*. 2020; 41(2): 114-124.
- Rastelli FP, de Sousa Vieira R, Rastelli MC. Posterior composite restorations in primary molars: an-in vivo comparison of three restorative techniques. *J Clin Pediatr Dent*. 2001; 25(3): 227-230.
- Ribeiro JF, Forgerini TV, Pedrotti D, Rocha RO, Ardenghi TM, Soares FZM, Lenzi TL. Performance of resin composite restorations in the primary dentition: a retrospective university-based study. *Int J Paediatr Dent*. 2018; 10.1111/ipd.12404.
- Ritter AV, Boushell LW, Walter R, Sturdevant CM: 2019. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, , ; 7th Editio. St. Louis, Missouri: Elsevier.
- Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriyama SK. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *J Appl*

Oral Sci. 2019; 27: e20180132.

Rosatto CM, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 2015; 43(12):1519-1528.

Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M. Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microsc Res Tech.* 2019; 82(10): 1756-1767.

Rusnac ME, Gasparik C, Irimie AI, Grecu AG, Mesaroş AŞ, Dudea D. Gionomers in dentistry - at the boundary between dental composites and glass-ionomers. *Med Pharm Rep.* 2019; 92(2): 123-128.

Saber MH, Loomans BA, El Zohairy A, Dörfer CE, El-Badrawy W. Evaluation of proximal contact tightness of Class II resin composite restorations. *Oper Dent.* 2010; 35(1): 37-43.

Saber MH, El-Badrawy W, Loomans BA, Ahmed DR, Dörfer CE, El Zohairy A. Creating tight proximal contacts for MOD resin composite restorations. *Oper Dent.* 2011; 36(3): 304-310.

Saber AM, El-Housseiny AA, Alamoudi NM. Atraumatic Restorative Treatment and Interim Therapeutic Restoration: A Review of the Literature. *Dent J (Basel).* 2019; 7(1): 28.

Saegusa M, Kurokawa H, Takahashi N, *et al.*, Evaluation of Color-matching Ability of a Structural Colored Resin Composite. *Oper Dent.* 2021; 46(3): 306-315.

Šalinović I, Stunja M, Schauperl Z, Verzak Ž, Ivanišević Malčić A, Brzović Rajić V. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatol Croat.* 2019; 53(2): 125-131.

Santamaria RM, Innes NP, Machiulskiene V, Evans DJ, Alkilzy M, Splieth CH. Acceptability of different caries management methods for primary molars in a RCT. *Int J Paediatr Dent.* 2015; 25(1): 9-17.

- Santamaría RM, Innes N. Sealing Carious Tissue in Primary Teeth Using Crowns: The Hall Technique. *Monogr Oral Sci.* 2018; 27: 113-123.
- Santamaría RM, Abudrya MH, Gül G, Mourad MS, Gomez GF, Zandona AGF. How to Intervene in the Caries Process: Dentin Caries in Primary Teeth. *Caries Res.* 2020; 54(4): 306-323.
- Santos LC, Sfalcin RA, Garcia EJ, Zanin FAA, Brugnera Junior A, Silva DFT, Horliana ACRT, Fernandes KPS, Mesquita-Ferrari RA, Bussadori SK. Microleakage of "Bulk-Fill" Composite Resin for Class II Restorations Pretreated With CO₂ Laser in Deciduous Molars: An *In Vitro* Study. *J Lasers Med Sci.* 2019; 10(4): 304-309.
- Santos TML, Bresciani E, Matos FS, Camargo SEA, Hidalgo APT, Rivera LML, Bernardino ÍM, Paranhos LR. Comparison between conventional and chemomechanical approaches for the removal of carious dentin: an-in vitro study. *Sci Rep.* 2020; 10(1): 8127.
- Schneider LF, Pfeifer CS, Consani S, Prahla SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater.* 2008; 24(9): 1169-1177.
- Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech.* 2010; 2010: 131630.
- Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent.* 2007; 35(2): 156-162.
- Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, Van Landuyt K, Banerjee A, Campus G, Doméjean S, Fontana M, Leal S, Lo E, Machiulskiene V, Schulte A, Splieth C, Zandona AF, Innes NP. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Carious Tissue Removal. *Adv Dent Res.* 2016; 28(2): 58-67.
- Schwendicke F, Göstemeyer G, Stolpe M, Krois J. Amalgam Alternatives: Cost-

- Effectiveness and Value of Information Analysis. *J Dent Res.* 2018; 97(12): 1317-1323.
- Schwendicke F, Krois J, Robertson M, Splieth C, Santamaria R, Innes N. Cost-effectiveness of the Hall Technique in a Randomized Trial. *J Dent Res.* 2019; 98(1): 61-67.
- Sengul F, Gurbuz T. Clinical Evaluation of Restorative Materials in Primary Teeth Class II Lesions. *J Clin Pediatr Dent.* 2015; 39(4): 315-321.
- Shivakumar AT, Kalgeri SH, Dhir S. Clinical Considerations in Restorative Dentistry - A Narrative Review. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization.* 2015; 7(2): 122.
- Shouha P, Swain M, Ellakwa A. The effect of fiber aspect ratio and volume loading on the flexural properties of flowable dental composite. *Dent Mater.* 2014; 30(11): 1234-1244.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2002; 23(8): 1819-1829.
- Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater.* 2016; 7(3):16. Published 2016 Jun 28.
- Siokis V, Michailidis T, Kotsanos N. Correction to: Tooth-coloured materials for class II restorations in primary molars: systematic review and meta-analysis. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2021; 22(6): 1109.
- Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, Versluis A. Shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1): e62.
- Takamizawa T, Ishii R, Tamura T, Yokoyama M, Hirokane E, Tsujimoto A, Miyazaki M, Kitahara N. Handling properties and surface characteristics of universal resin composites. *Dent Mater.* 2021;37(9):1390-1401.

- Tal E, Kupietzky A, Fuks AB, Tickotsky N, Moskovitz M. Clinical Performance of Heat-Cured High-Viscosity Glass Ionomer Class II Restorations in Primary Molars: A Preliminary Study. *J Clin Pediatr Dent.* 2017; 41(4): 264-270.
- Tedesco TK, Gimenez T, Floriano I, Montagner AF, Camargo LB, Calvo AFB, Morimoto S, Raggio DP. Scientific evidence for the management of dentin caries lesions in pediatric dentistry: A systematic review and network meta-analysis. *PLoS One.* 2018; 13(11): e0206296. Published 2018 Nov 21.
- Teich ST, Joseph J, Sartori N, Heima M, Duarte S. Dental floss selection and its impact on evaluation of interproximal contacts in licensure exams. *J Dent Educ.* 2014; 78(6): 921-926.
- Tian KV, Chass GA, Di Tommaso D. Simulations reveal the role of composition into the atomic-level flexibility of bioactive glass cements. *Phys Chem Chem Phys.* 2016;18(2):837-845.
- Tickotsky N, Petel R, Araki R, Moskovitz M. Caries Progression Rate in Primary Teeth: A Retrospective Study. *J Clin Pediatr Dent.* 2017; 41(5): 358-361.
- Tinanoff N, Baez RJ, Diaz Guillory C, Donly KJ, Feldens CA, McGrath C, Phantumvanit
- Tonn EM, Ryge G. Clinical evaluations of composite resin restorations in primary molars: a 4-year follow-up study. *J Am Dent Assoc.* 1988; 117(5): 603-606.
- Topaloglu-Ak A, Eden E, Frencken JE, Oncag O. Two years survival rate of class II composite resin restorations prepared by ART with and without a chemomechanical caries removal gel in primary molars. *Clin Oral Investig.* 2009; 13(3): 325-332.
- Tran LA, Messer LB. Clinicians' choices of restorative materials for children. *Aust Dent J.* 2003; 48(4): 221-232.
- Tsuzuki FM, Pascotto RC, Malacarne LC, Bento AC, Medina Neto A, de Castro-Hoshino LV, Souza M, Nicholson JW, Baesso ML. Studies of the early stages of the dynamic setting process of chemically activated restorative glass-ionomer cements. *Biomater Investig Dent.* 2021;8(1):39-47.

- Türkün LS, Kanik Ö. A Prospective Six-Year Clinical Study Evaluating Reinforced Glass Ionomer Cements with Resin Coating on Posterior Teeth: Quo Vadis? *Oper Dent.* 2016; 41(6): 587-598.
- Upadhya P, Nagaraja, and G. Kishore. Glass Ionomer Cement - The Different Generations. *Trends Biomater Artif Organs.* 2005; 18 (2): 158–65.
- Van Dijken JW, Pallesen U. A six-year prospective randomized study of a nano-hybrid and a conventional hybrid resin composite in Class II restorations. *Dent Mater.* 2013; 29(2): 191-198.
- Van Dijken JW, Pallesen U. Randomized 3-year clinical evaluation of Class I and II posterior resin restorations placed with a bulk-fill resin composite and a one-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent.* 2015; 17(1): 81-88.
- Van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent.* 2016; 51: 29-35.
- Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater.* 2013; 29(3): 269-277.
- Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent.* 2017 ;19(2): 95-109.
- Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, van Landuy K, Lambrechts P. Glass-Ionomer Adhesion: The Mechanisms at the Interface. *J. Dent.* 2006; 34: 615–617.
- Van Strijp G, van Loveren C. No Removal and Inactivation of Carious Tissue: Non-Restorative Cavity Control. *Monogr Oral Sci.* 2018; 27: 124-136.
- Van der Vyver P and Vorster M.. New Clinical Innovations to Ensure Predictable Class II Posterior Composite Resin Restorations. *International Dentistry South Africa.* 2017; 7 (6): 14–36.
- Wang XY, Yap AU, Ngo HC. Effect of early water exposure on the strength of glass

- ionomer restoratives. *Oper Dent.* 2006; 31(5): 584-589.
- Webman M, Mulki E, Roldan R, Arevalo O, Roberts JF, Garcia-Godoy F. A Retrospective Study of the 3-Year Survival Rate of Resin-Modified Glass-Ionomer Cement Class II Restorations in Primary Molars. *J Clin Pediatr Dent.* 2016; 40(1): 8-13.
- Wetzel R, Eckardt O, Biehl P, Brauer DS, Schacher FH. Effect of poly (acrylic acid) architecture on setting and mechanical properties of glass ionomer cements. *Dent Mater.* 2020; 36(3): 377-386.
- Wierichs RJ, Kramer EJ, Meyer-Lueckel H. Risk Factors for Failure of Direct Restorations in General Dental Practices. *J Dent Res.* 2020; 99(9): 1039-1046.
- Wirsching E, Loomans BA, Klaiber B, Dörfer CE. Influence of matrix systems on proximal contact tightness of 2- and 3-surface posterior composite restorations in vivo. *J Dent.* 2011; 39(5): 386-390.
- Xu T, Li X, Wang H, Zheng G, Yu G, Wang H, Zhu S. Polymerization shrinkage kinetics and degree of conversion of resin composites. *J Oral Sci.* 2020; 62(3): 275-280.
- Yadav R, Kumar M. Dental restorative composite materials: A review. *J Oral Biosci.* 2019; 61(2): 78-83.
- Yamamoto T, Hanabusa M, Kimura S, Momoi Y, Hayakawa T. Changes in polymerization stress and elastic modulus of bulk-fill resin composites for 24 hours after irradiation. *Dent Mater J.* 2018; 37(1): 87-94.
- Yengopal V, Harnekar SY, Patel N, Siegfried N. WITHDRAWN: Dental fillings for the treatment of caries in the primary dentition. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016; 10(10): CD004483.
- Yeolekar TS, Chowdhary NR, Mukunda KS, Kiran NK. Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2015; 8(2): 108-113.

- Yildiz E, Simsek M, Pamir Z. Fracture strength of restorations in proximal cavities of primary molars. *Scanning*. 2016; 38(1): 43-49.
- Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. *J Biomed Mater Res*. 2001; 58(5) :525-530.
- Yu C, Gao XJ, Deng DM, Yip HK, Smales RJ. Survival of glass ionomer restorations placed in primary molars using atraumatic restorative treatment (ART) and conventional cavity preparations: 2-year results. *Int Dent J*. 2004; 54(1): 42-46.
- Zafar, MS, Naseer A. Therapeutic Roles of Fluoride Released from Restorative Dental Materials. 2015. *Fluoride* 48 (3): 184–94.
- Zanata RL, Magalhães AC, Lauris JR, Atta MT, Wang L, Navarro MF. Microhardness and chemical analysis of high-viscous glass-ionomer cement after 10 years of clinical service as ART restorations. *J Dent*. 2011; 39(12): 834-840.
- Zandi Karimi A, Rezabeigi E, Drew RAL. Glass ionomer cements with enhanced mechanical and remineralizing properties containing 45S5 bioglass-ceramic particles. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019; 97: 396-405.
- Zero DT, Zandona AF, Vail MM, Spolnik KJ. Dental caries and pulpal disease. *Dent Clin North Am*. 2011; 55(1): 29-46.
- 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.
- Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clin Oral Investig*. 2013; 17(2): 619-626.
- Zotti F, Falavigna E, Capocasale G, De Santis D, Albanese M. Microleakage of Direct Restorations-Comparison between Bulk-Fill and Traditional Composite Resins: Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur J Dent*. 2021; 15(4): 755-767.

9. Producción Científica

9. PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

Los resultados obtenidos durante la realización de la presente Tesis doctoral se han difundido y presentado a través de los siguientes medios:

- **Publicación como artículo científico**

Título: Quality of approximal surfaces of posterior restorations in primary molars

Autores: Fátima Cerdán, Laura Ceballos y María Victoria Fuentes

Revista y año: Journal of Oral Science, 2021

Número (volumen): 4 (63)

Páginas: 347-351

Doi: <https://doi.org/10.2334/josnusd.21-0264>

- **Difusión en congresos:**

1. Título: Influencia del sistema de matriz empleado en el punto de contacto y superficie proximal de restauraciones realizadas con composite Bulk-Fill en molares temporales

Formato: Póster

Autores: Fátima Cerdán, Laura Ceballos y María Victoria Fuentes

Congreso: XLI Reunión anual de Sociedad Española de Odontología Pediátrica (SEOP)

Lugar: Madrid (España)

Fecha: Mayo, 2019

Otorgado el premio al mejor póster científico.

2. Título: Quality of proximal surfaces of posterior restorations in primary molars

Formato: Póster

Autores: Fátima Cerdán, Laura Ceballos y María Victoria Fuentes

Congreso: Oral Health Research Congress CDE-IADR/NOF (Scandinavian Division)

Lugar: Madrid (Spain)

Fecha: Septiembre, 2019

3. Título: Análisis de la morfología proximal obtenida con distintos tipos de matrices y materiales de restauración en molares temporales

Formato: Póster

Autores: Fátima Cerdán, Laura Ceballos y María Victoria Fuentes

Congreso: XII congreso anual de la Sociedad española de Odontología Infantil Integrada (SEOII)

Lugar: Vigo (España)

Fecha: Marzo, 2022

Otorgado el premio al mejor póster científico

Original article

Quality of approximal surfaces of posterior restorations in primary molars

Fátima Cerdán^{1,2)}, Laura Ceballos¹⁾, and María Victoria Fuentes¹⁾¹⁾IDIBO Research Group, Nursing and Stomatology Department, Health Sciences Faculty, Rey Juan Carlos University, Alcorcón, Madrid, Spain²⁾European University of Madrid, Villaviciosa de Odón Campus, Madrid, Spain

(Received June 2, 2021; Accepted August 23, 2021)

Abstract

Purpose: To evaluate the influence of the restorative material and matrix system on proximal contact tightness and morphological characteristics of class II restorations in primary molars.

Methods: Occluso-mesial cavities in second primary artificial molars were randomly restored using different materials (Filtek Z500 or Filtek Bulk Fill composites or high-viscosity glass ionomer cement Ketac Universal) and different matrix system (Tofflemire, AutoMatrix, matrix band with ring, contoured sectional matrix) ($n = 12$). Proximal contact tightness was measured using a custom-made device in an Instron 3345, and proximal surface morphology and marginal adaptation were scored after digital scanning. Two-way ANOVA, Tukey and Fischer's exact tests were performed ($P < 0.05$).

Results: Proximal contact tightness values were significantly influenced by the restorative material ($P < 0.05$), the matrix system ($P < 0.001$), and their interaction ($P < 0.01$). Both resin composites showed statistically differences in proximal shape according to the matrix used to restore and exhibited overhanging margins. Ketac Universal restorations showed similar morphology and gaps on the margins regardless of the matrix system.

Conclusions: Overall, both composite restorations achieved tighter proximal contact than those restored with the high-viscosity glass ionomer cement. None of the matrix systems tested provided a convex seamless proximal morphology.

Keywords; approximal morphology, bulk-fill resin composite, class II restorations, contact tightness, high-viscosity glass ionomer

Introduction

The goal of posterior restorations in primary teeth is to maintain the tooth in optimal function until its exfoliation [1,2]. Particularly, proximal caries lesions are common in primary molars [3,4] and their late detection involves the need for restorative treatment [4]. In these restorations, to achieve an optimal contact area is essential to avoid tooth migration, food impaction, and the occurrence of secondary caries [5], the latter being the most common reason for clinical failure [6,7].

However, proximal restorations constitute a challenge for the professional [8] and tight contact points are difficult to obtain [9], as current tooth-colored restorative materials are not condensable and there is shrinkage with setting. Furthermore, there is no certainty about which is the best restorative material to apply in primary teeth [10]. Among the variety of materials available, those requiring fewer application steps proved to be more advantageous for pediatric patients [11], as they reduce the risk of contamination and the duration of appointments [4,7,12].

Resin composites, while widely advocated for their highly esthetic and mechanical properties, have the drawback of being technique sensitive and time-consuming. They require the previous application of an adhesive

system, and to be placed with an incremental layering [13,14]. In recent years, bulk-fill resin composites have been developed to simplify the restorative technique as they can be placed in 4 mm thick layers, maintaining their mechanical properties [15]. Moreover, bulk-fill resin composites have shown a similar clinical performance to conventional ones [15,16], thus being considered as an alternative, also for children [17].

Other materials, such as glass ionomer cements, have been successfully applied in patients with high caries risk and uncooperative behavior, due to fluoride release, inherent adhesion to the tooth, biocompatibility, easiness of handle and less technique sensitivity [18]. They can also be placed in one increment and offer an alternative to resin composite when it is difficult to properly isolate teeth, as they are less sensitive to humidity [7]. Unlike, early glass ionomer cements, new reinforced formulations have been developed by modifying the powder/liquid proportion and powder particle size distribution [19,20], and it is claimed that they can be used for restricted stress-bearing Class I and II restorations [10,21]. In this regard, some of the recently launched high-viscosity glass ionomer cements (HVGICs) do not require conditioning of the dental tissues prior to their placement, or protective varnishes to improve their mechanical properties [22].

Restoration of appropriate contact between two adjacent teeth is influenced by the matrix system selected and therefore, the strength of the contact point has been widely addressed in permanent dentition [5,13,23-25]. Generally, contoured sectional matrix bands in combination with separation rings create tighter and more anatomic proximal contacts in permanent molars [5,24]. However, scant information is available regarding proximal contact tightness and morphology of approximal restorations in primary molars. Several types of sectional metallic matrix bands secured with a wooden wedge [1] or circumferential matrix systems, such as AutoMatrix (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA) [11] or bands mounted with Tofflemire retainer, are commonly used by clinicians. Nevertheless, the lower height of primary molar crowns and the characteristics of their approximal morphology make matrix adaptation and wedging even more difficult. Moreover, the morphology of approximal surfaces between primary molars is of paramount relevance, as concave surfaces are more prone to caries lesions [26].

Therefore, the purpose of this *in vitro* study was to evaluate the influence of the restorative material and the matrix system selected, on the proximal contact tightness and the morphological characteristics of class II restorations in primary molars. The null hypotheses tested were that the proximal contact tightness and the morphological characteristics of approximal restored class II deciduous molars are neither influenced by the restorative material used nor by the matrix system selected.

Materials and Methods

The contact area between an artificial first and second left mandibular primary molars mounted in a pediatric manikin model (Frasaco, AK-6/DA Pediatric Typodont, Greenville, SC, USA) was tested. An occluso-mesial (OM) cavity was prepared in an acrylic left mandibular primary second molar and 144 replicas were obtained, in order to standardize the cavity design and dimensions throughout the study. The replicas were made in acrylic and the dimensions of the crowns were: cervico-occlusal height 7 mm, mesio-distal length 9 mm and bucco-lingual 8 mm. The dimensions of the proximal cavity were $3 \times 3.5 \times 1.5$ mm bucco-lingual, occluso-gingival and mesio-distal, respectively. The dimensions of the occlusal cavity were $2.5 \times 2 \times 2.5$ mm bucco-lingual, occluso-pulpal and mesio-distal respec-

Correspondence to Dr. María Victoria Fuentes, IDIBO Research Group, Nursing and Stomatology Department, Health Sciences Faculty, Rey Juan Carlos University, Av. de Atenas, Alcorcón 28922, Madrid, Spain

E-mail: victoria.fuentes@urjc.es

J-STAGE Advance Publication: September 13, 2021

Color figures can be viewed in the online issue at J-STAGE.

doi.org/10.2334/josnusd.21-0264

DN/JST.JSTAGE/josnusd/21-0264

Table 1 Commercial names, type and composition of restorative materials used

Restorative material (Manufacturer) Shade/batch number	Type	Composition
Filtek Z500 (3M Oral Care, St Paul, MN, USA) A1/N636628	Conventional incremental nanohybrid composite	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, zirconia, silica Filler loading: 78.5 wt%, 59.5 vol%
Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M Oral Care) A1/N631878	Full-body bulk-fill composite	Aromatic UDMA, UDMA, silica, DDDMA, silane treated ceramic, pentanedioic acid, 2,2-dimethyl-4-methylene-reaction products with glycidyl methacrylate, EDMAB, benzotriazol, titanium dioxide Filler loading: 76.5 wt%, 58.4 vol%
Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative (3M Oral Care) A1/ LOT 582332	High-viscosity glass ionomer cement	Powder: Oxide glass Liquid: Water, copolymer of acrylic acid-maleic acid, tartaric acid

Bis-GMA, bisphenol-A-diglycidyl-dimethacrylate; Bis-EMA, ethoxylated bisphenol A dimethacrylate; TEGDMA, triethyleneglycol dimethacrylate; UDMA, urethane dimethacrylate; DDDMA, 1,12-dodecane dimethylacrylate; EDMAB, ethyl 4-dimethyl aminobenzoate

Table 2 Matrix systems selected for the present study

Experimental group	Matrix (manufacturer)	Characteristics	Height Thickness	Additional element
Tofflemire	Hawe Steel Matrix Band (KerrHawe, Bioggio, Switzerland)	Circumferential straight. Metallic	5 mm 0.03 mm	Tofflemire retainer
AutoMatrix	AutoMatrix Retainerless Matrix System Narrow Regular (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA)	Circumferential straight. Metallic	4.76 mm 0.051 mm	-
Matrix band with ring	Hawe Steel Matrix Band (KerrHawe)	Sectional straight. Metallic	5 mm 0.03 mm	Separation ring: Composi-Tight Clear Ring (Garrison Dental Solutions)
Contoured sectional matrix	Composi-Tight 3.2 mm Pediatric Matrix Bands (M-series) (Garrison Dental Solutions, Spring Lake, MI, USA)	Sectional contoured. Metallic	3.2 mm 0.04 mm	-

tively. All cavities were restored on a manikin model to simulate clinical conditions. A metal-cast replica of the left mandibular primary first molar was used to prevent damage to the distal surface of this tooth during the restorative procedures [23].

The teeth were randomly assigned to the following three groups according to the restorative material used: 1) An incrementally placed nanohybrid resin composite (Filtek Z500, 3M Oral Care, St. Paul, MN, USA); 2) A full-body bulk-fill resin composite (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M Oral Care); 3) A high-viscosity glass ionomer cement (Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative, 3M Oral Care). The complete information of the materials used is shown in Table 1 and all were used according to the manufacturer's instructions.

Each restorative material was applied in the cavities in combination with the following matrix systems ($n = 12$). Their characteristics are detailed in Table 2:

1. A circumferential matrix mounted in a Tofflemire retainer
2. A circumferential matrix AutoMatrix Retainerless Matrix System
3. A metallic band together with a separation ring with V-tines
4. A contoured sectional matrix

The sample size was estimated from data obtained in a pilot study, assuming an effect size of 0.55, alpha of 0.05 and power level of 0.80.

A single operator (FC), with more than 15 years of clinical experience, performed all restorations. The matrix systems were placed and stabilized with wood wedges (Hawe Sycamore Interdental Wedges Orange, KerrHawe SA, Bioggio, Switzerland). After that, the contact area of the matrix band was burnished with a plastic instrument.

For resin composite materials, the bonding procedure was subsequently performed with a universal adhesive (Scotchbond Universal adhesive, 3M Oral Care) following the manufacturer's instructions. In the cavities restored with Filtek Z500, the resin composite was applied in three increments that were light-cured for 20 s each from the occlusal surface (Elipar S10 LED curing unit, 3M Oral Care, 1,200 mW/cm²). However, cavities restored with Filtek Bulk Fill Posterior Restorative were filled in bulk and light-cured once for 20 s from the occlusal side. Both resin composites were also light-cured for 20 s from the lingual and buccal surfaces, after the matrix system removal.

Ketac Universal Aplicap Glass Ionomer Restorative was placed in bulk after mixing (CapMix rotating mixer, 3M Oral Care). This material does

not need previous conditioning, coating, or light-curing steps. The matrix system was removed when the setting time was completed (3 min and 40 s from start of mixing).

The restorations were not finished or polished in order to prevent changes in the approximal surface [13,25].

Proximal contact tightness

Proximal contact tightness for all restorations was measured immediately after removal of the matrix system, using a custom-made device placed in an Instron machine (Instron 3345, Instron Co, Canton, MA, USA), similar to the Tooth Pressure Meter [25,27,28]. The proximal contact tightness was quantified as the maximum frictional force (N) registered when a 0.05-mm-thick metal band inserted interdentally was removed slowly in an occlusal (vertical) direction. Three consecutive measurements were performed for each contact area and the mean was used for statistical analysis.

Morphological characteristics: proximal contour and marginal adaptation

The artificial restored teeth were removed from the manikin model and scanned using an intraoral scanner (True Definition, 3M Oral Care). The approximal surfaces were examined using a software (MeshLab, Visual Computing Lab ISTI-CNR) and evaluated using a qualitative and ordinal scale designed specifically for the study. The characteristics assessed included proximal contour and marginal adaptation. Proximal contour was classified as convex, flat, concave or irregular (partially convex or flat, with a concavity at the contact area). The marginal adaptation criteria included two parameters: gaps in the cavity margins and steps or flashes. They were categorized as 0: absence of defect, 1: more than half of the margin is correct, 2: less than half of the margin is correct, and 3: entire margin with defects.

Inter-examiner agreement and test-retest reliability were calculated using unweighted and linear-weighted kappa index. Two examiners, blinded regarding the experimental group, evaluated independently twenty-four randomly selected restorations. And one week later they were evaluated again by one of the examiners. The calculated kappa values representing inter-examiner agreement were 0.88 for proximal contour, 0.82 for gaps and 0.97 for steps/flashes, and for test retest-reliability were 1.00, 0.96 and 0.93, respectively. These values reflected almost perfect agreement [29].

Table 3 Contact point tightness determined for each experimental group

Matrix System	Restorative material		
	Filtek Z500	Filtek Bulk Fill	Ketac Universal Aplicap
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
Tofflemire	2.3 (0.7) Bb	3.2 (1.0) Bab	3.7 (1.0) Aa
AutoMatrix	5.6 (2.2) Aa	5.1 (1.3) Aa	3.0 (1.2) Ab
Matrix band with ring	5.3 (2.3) Aa	5.7 (1.9) Aa	3.1 (0.9) Ab
Contoured sectional matrix	2.7 (1.0) Bb	4.8 (1.6) Aa	2.4 (1.1) Ab

All data are presented as mean (standard deviation, SD) and expressed in Newtons. $n = 12$. Different capital letters in the same column indicate statistically significant differences among different matrix systems for each restorative material. Different lowercase letters in the same row indicate statistically significant differences among restorative materials for each matrix system.

Table 4 Morphological analysis results of the approximal surfaces obtained for each experimental group, expressed in percentages

Matrix System	Filtek Z500				Filtek Bulk Fill				Ketac Universal Aplicap				*
	convex	flat	concave	irregular	convex	flat	concave	irregular	convex	flat	concave	irregular	
Tofflemire	0	83	17	0	8	67	17	8	10	70	20	0	$P > 0.05$
Automatrix	8	33	0	58	17	33	0	50	25	67	8	0	$P = 0.019$
Matrix band with ring	67	33	0	0	42	50	0	8	45	45	10	0	$P > 0.05$
Contoured matrix	50	0	8	42	21	18	0	55	40	60	0	0	$P = 0.004$
**		$P < 0.001$				$P = 0.018$				$P > 0.05$			
Gaps (%)	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	
Tofflemire	100	0	0	0	100	0	0	0	0	10	50	40	$P < 0.001$
Automatrix	100	0	0	0	100	0	0	0	17	33	25	25	$P < 0.001$
Matrix band with ring	100	0	0	0	100	0	0	0	0	9	64	27	$P < 0.001$
Contoured matrix	100	0	0	0	100	0	0	0	0	10	30	60	$P < 0.001$
**		-				-				$P > 0.05$			
Steps/flashes (%)	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	
Tofflemire	0	17	25	58	17	25	33	25	90	10	0	0	$P < 0.001$
Automatrix	0	0	50	50	0	8	25	67	82	18	0	0	$P < 0.001$
Matrix band with ring	0	17	42	42	8	17	25	50	83	17	0	0	$P < 0.001$
Contoured matrix	0	0	50	50	0	18	55	27	80	10	10	0	$P < 0.001$
**		$P > 0.05$				$P > 0.05$				$P > 0.05$			

$n = 12$. Scores: 0, absence of defect; 1, more than half of the margin is correct; 2, less than half of the margin is correct; and 3, entire margin with defects. *significant differences among restorative materials for each matrix system. **significant differences among matrix systems for each restorative material

Once the reproducibility of the morphological assessment was validated, one of the previous examiners performed the evaluations of approximal surface characteristics of all the restorations.

Statistical analysis

Two-way ANOVA was performed to examine the influence of the restorative material applied and the matrix system selected on the proximal contact tightness. Previously, normal distribution of this variable was confirmed as well as homoscedasticity by Kolmogorov-Smirnoff and Levene tests, respectively ($P > 0.05$). *Post-hoc* comparisons were performed by Tukey test. Proximal shape, gaps, and steps/flashes were analyzed using Fischer's exact tests. All statistical tests were performed at a pre-set alpha of 0.05 using IBM SPSS Version 20.0 (IBM, Armonk, NY, USA).

Results

Proximal contact tightness

The mean and standard deviation values obtained are summarized in Table 3. Proximal contact tightness values were significantly influenced by the restorative material ($P < 0.05$) and the matrix system ($P < 0.001$). The interaction between both factors was also significant ($P < 0.01$).

The proximal contact tightness values recorded for Filtek Z500 and Filtek Bulk Fill Restorative Posterior were similar regardless of the matrix systems tested, except for the contoured matrix. When this sectional matrix was used, restorations performed with Filtek Z500 yielded significantly lower values than those of Filtek Bulk Fill Restorative Posterior. With both resin composites, higher and similar proximal tightness results were obtained when cavities were restored with AutoMatrix system and matrix band with a ring. The lowest values were recorded when the straight matrix mounted on the Tofflemire retainer was used.

The values of proximal contact tightness obtained for glass ionomer restorations were similar regardless of the matrix system employed. This restorative material achieved lower values than those recorded with the resin composites except when Filtek Z500 with Tofflemire system, or

Filtek Z500 with contoured matrix were combined.

Morphological characteristics: proximal contour and marginal adaptation

Percentages for proximal contour, gaps and steps/flashes scores are shown in Table 4. Figure 1 shows the main characteristics for the approximal surfaces attained with both resin composites and glass ionomer restorations for each matrix system applied.

The proximal contour was statistically influenced by the matrix system selected when Filtek Z500 ($P < 0.001$) and Filtek Bulk Fill Restorative Posterior ($P = 0.018$) were applied. In contrast, there were no statistical differences for Ketac Universal restorations since most of approximal surfaces were assessed as flat ($P > 0.05$).

The restorations made with the Tofflemire system achieved mainly flat surfaces. The restorations performed with a straight matrix with a ring attained flat and convex contours, without differences between both matrix types ($P > 0.05$). When AutoMatrix was used and cavities were restored with both resin composites, irregular shape scores attained the highest percentages whereas for Ketac Universal surfaces were mainly flat ($P < 0.019$). The shape of restorations made with the contoured matrix band significantly changed according to the restorative material used ($P = 0.004$), being mainly convex and irregular surfaces for both composite resins, and flat for HVGICs. (Fig. 1)

Regarding marginal adaptation, there were significant differences between both resin composite groups and the ionomer restorations ($P < 0.001$). No gaps were detected in restored surfaces with both resin composite groups. However, restorations performed with Ketac Universal showed marginal gaps and microcracks (Fig. 1c, f, i, l).

On the other hand, for all the matrix systems tested, there were significant differences in the presence of steps and flashes between both resin composite groups and the ionomer restorations ($P < 0.001$). Most of Filtek Z500 and Filtek Bulk Fill Posterior restorations exhibited steps and flashes (Fig. 1a, b, d, e, g, h, j, k), while most of the Ketac Universal restorations did not.

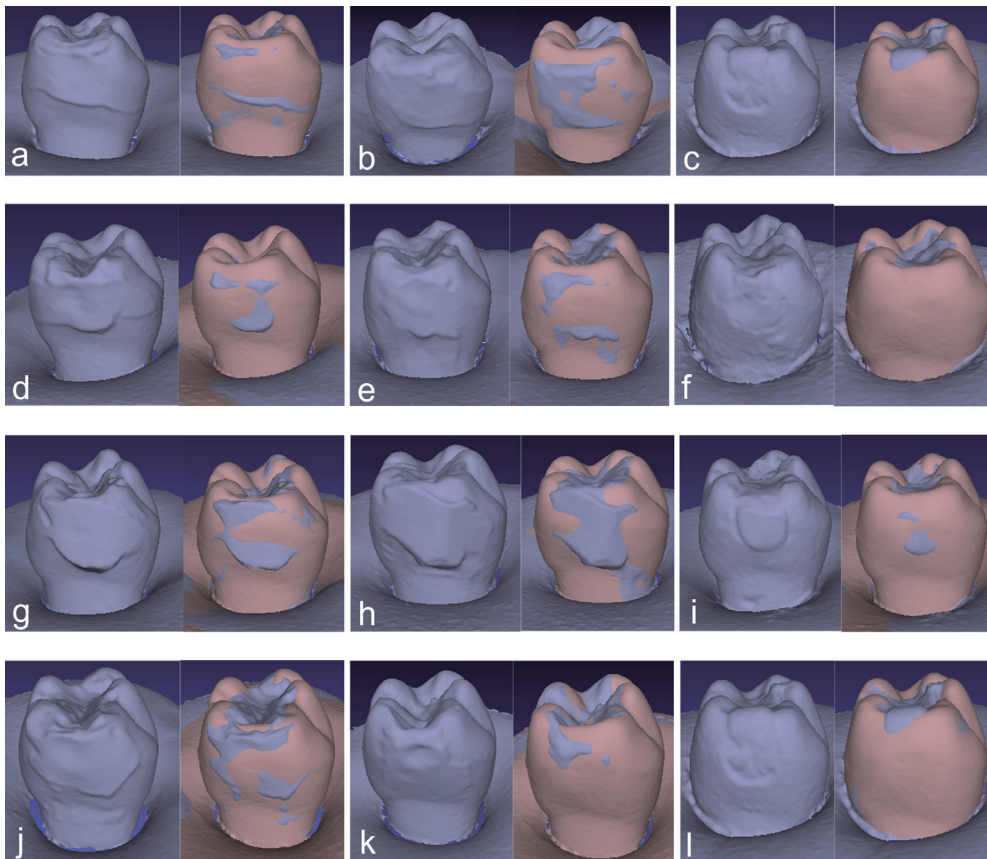


Fig. 1 Representative scanned images of approximal surfaces of class II restorations in primary molars for each experimental group. The colored images are the result of overlapping the restored approximal surface onto the intact molar surface, in order to have a better overview of the excesses for each restorative material. First row: Tofflemire retainer (a, Filtek Z500; b, Filtek Bulk Fill Posterior; c, Ketac Universal Aplicap). Second row: AutoMatrix (d, Filtek Z500; e, Filtek Bulk Fill Posterior; f, Ketac Universal Aplicap). Third row: a matrix band with separation ring (g, Filtek Z500; h, Filtek Bulk Fill Posterior; i, Ketac Universal Aplicap). Fourth row: a contoured sectional matrix (j, Filtek Z500; k, Filtek Bulk Fill Posterior; l, Ketac Universal Aplicap).

Discussion

Based on the results of the present study, both, the restorative materials and the matrix system used, influenced the contact point strength and the morphological characteristics of Class II restorations of primary molars. Thus, the null hypotheses were rejected.

A lower tightness of the contact points was determined for Ketac Universal restorations in comparison to both resin composites, regardless of the matrix system used. Moreover, glass ionomer cement restorations presented flat approximal anatomical contours, with surface microcracks and gaps at the margins. The characteristics of the glass ionomer cements could explain the lower values and the surface flaws. Glass ionomer cements suffer hygroscopic dimensional changes due to their sensitivity to environmental conditions, and therefore, they tend to contract in dry conditions, as occurred in the present study. This sensitivity to water contamination and dehydration is restricted by the application of a resin coating [22,30]. However, in the case of Ketac Universal, no benefit has been reported [21,22]. Moreover, when the matrices were removed, remnants of the cement could be observed attached to them. These cements adhere chemically to metals and a loss of material in the approximal area and microcracks generation have been previously reported, as a certain force has to be applied to remove the matrices [19,31]. To prevent this, the metal matrix can be protected with petroleum lubrication jelly [20]. In any case, it should be taken into account, especially for teeth that need to be kept in the mouth for a long time, that although HVGICs are considered as suitable materials for posterior restorations in primary teeth [4,7], the main cause of failure for class II restorations in recent clinical reports in primary molars was proximal breakdown [19,31].

In contrast, when cavities were restored with the resin composite materials tested, the contact tightness was significantly influenced by matrix selection. Both resin composites showed lower proximal contact tightness values when the circumferential band with Tofflemire retainer was used. This retainer creates a tension that separates the matrix band

from the adjacent tooth. These results are in line with previous reports on permanent molars, in which a contoured sectional matrix with a separation ring resulted in tighter proximal contacts in two-surface OM or OD class II cavities than circumferential matrix systems [5,13,24,25].

However, composite restorations performed with the circumferential AutoMatrix achieved similar values of proximal tightness in comparison with the use of a matrix band secured by a ring. AutoMatrix system offers advantages over other matrix systems when dealing with children, since it is easy to place, occupies little space once placed in the mouth, and simplifies clinical procedures, especially in MOD restorations.

This trend was not affected by the resin composite used, therefore, the application technique, incremental or bulk-fill, may not be relevant. This finding is in agreement with a previous study on permanent teeth [5]. The similarity on tightness values achieved with both resin materials could be attributed to their similar consistency, as this parameter significantly influences the strength of the contact point [27]. In addition to consistency, polymerization shrinkage is another factor that influences the proximal tightness in composite restorations [25]. However, although bulk-fill composites exhibit a reduced polymerization shrinkage in comparison with conventional resin composites [32], it seems to be not enough to modify the contact point tightness.

An exception to the above would be the lower strength of proximal contacts detected for Filtek Z500 restorations in comparison to Filtek Bulk Fill ones when the contoured sectional matrix was used. In the present study, the contoured matrix was used without a separation ring, in order to evaluate its special anatomic design for primary molars in a simplified technique. Without the ring, this matrix is not stable enough to withstand the pressure exerted during composite layering. Thus, when placing conventional resin composite restorations in primary molars, contoured matrices should be used in combination with separation rings [13,25].

According to the results of the present study, the thickness of the matrix had no influence on proximal contact tightness, since the values obtained with Automatrix system matrix were higher than those attained with the

straight matrix and the contoured sectional matrix, which are thinner. These results are in line with previous studies [13,24] in permanent dentition that found that the width of the matrix was not a relevant factor for contact tightness, with the separation ring being the most decisive one.

Regarding the morphology of approximal surfaces restored with both resin composites, they exhibited a high variety of proximal morphologies, and although the concave surfaces were the least predominant, a relevant proportion of flat and irregular surfaces were detected. Moreover, none of the matrix systems made possible to obtain predominant desirable convex approximal contours. When Tofflemire system was used, flat surfaces prevailed (Fig. 1a, b) corresponding to other studies in permanent dentition [24,33]. However, irregular surfaces with a marked concavity in the contact area (Fig. 1d, e) were observed for restorations with Automatrix system. This concavity could be due to the tracing produced by the area of greater contour of the adjacent tooth, when the divergent matrix band was burnished with a plastic instrument. Similar concavities were frequently observed for the deformable Composi-Tight Pediatric Matrix Bands (contoured matrix group) (Fig. 1j, k) [24,27]. In a clinical situation, this concavity could not be identified [24], as it is located below the restored marginal ridge and could increase the risk of secondary caries [24,26].

It is worth mentioning that none of the resin composite restorations presented gaps, but almost all of them exhibited excesses of material, as flashes and steps, and were more pronounced according to the matrix system used. The flashes mainly corresponded to the adhesive used for the resin composite restorations, being more obvious when the circumferential matrices, Tofflemire and Automatrix were employed (Fig. 1a, b, d, e). Steps at the cervical margins were detected, and were more pronounced when the matrix band with a ring was used (Fig. 1g, h). Considering that these excesses are not reachable for polishing, they may have clinical consequences [27]. It appears that the straight matrices did not completely adapt to the convexity of the cervical area, despite the placement of the wedge and/or ring. Even rings with V-configuration of the tines, as the one used in the present study, that produce less excesses when compared to the “basic” rings such as BiTine ring (Dentsply Sirona) or Composi-Tight Gold (Garrison) [25]. Therefore, worse results would be expected in the case of using another type of ring.

The present results show that there is not always a relationship between tighter proximal contact and a good anatomical contour, as previous studies found before in permanent dentition [24,34].

It is important to emphasize that the results of this *in vitro* study should be interpreted with caution as they cannot be extrapolated to a clinical situation, since there is a great variety of factors that influence the clinical performance of posterior restorations in primary teeth. Nevertheless, none of the matrix systems evaluated achieved an ideal proximal contour for primary molars, thus warranting more *in vitro* and *in vivo* studies on this topic. Possibly, specific matrix systems should be developed to improve the approximal morphology reproduction in Class II restorations in primary molars.

Within the limitations of the current study, it can be concluded that overall, both composite restorations achieved tighter proximal contact than those restored with the high-viscosity glass ionomer cement. None of the matrix systems evaluated achieved an ideal anatomical contour. Composite restorations showed marginal excesses, mainly at the cervical region, and high viscosity glass ionomer restorations, flat surfaces with microcracks and gaps at the margins.

Acknowledgments

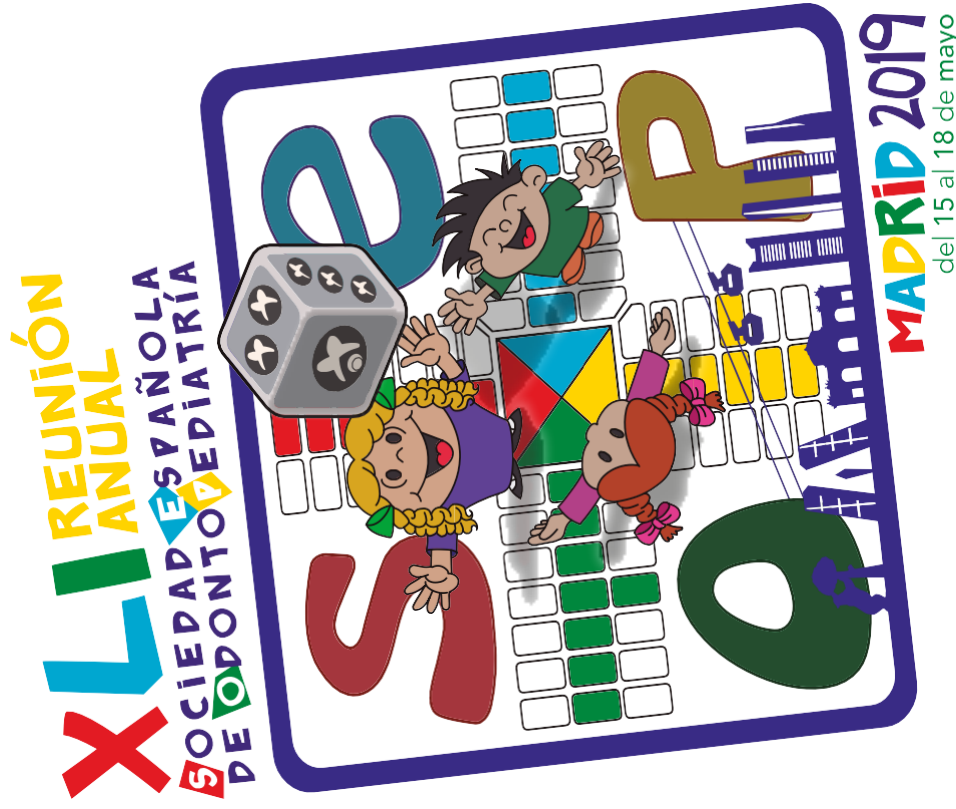
This study is part of a thesis to be submitted in partial fulfillment of the requirements for a doctoral degree of the author F. Cerdán. The authors thank 3M Oral Care for supporting this study with materials and the use of 3M True Definition Scanner.

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

References

- Sengul F, Gurbuz T (2015) Clinical evaluation of restorative materials in primary teeth class II lesions. *J Clin Pediatr Dent* 39, 315-321.
- Tedesco TK, Calvo AFB, Lenzi TL, Hesse D, Guglielmi CAB, Camargo LB et al. (2017) ART is an alternative for restoring oclusoproximal cavities in primary teeth – evidence from an updated systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent* 27, 201-209.
- Alyahya A, Khanum A, Qudeimat M (2018) Clinical assessment of class II resin-based composites versus preformed metal crowns performed on primary molars in patients at high risk of caries. *Eur Arch Paediatr Dent* 19, 39-45.
- Dias AGA, Magno MB, Delbem ACB, Cunha RF, Maia LC, Pessan JP (2018) Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in class II restorations in primary teeth: a systematic review and meta-analysis. *J Dent* 73, 1-13.
- El-Shamy H, Sonbul H, Alturkestani N, Tashkandi A, Ac Loomans B, Dörfer C et al. (2019) Proximal contact tightness of class II bulk-fill composite resin restorations: an *in vitro* study. *Dent Mater J* 38, 96-100.
- Pinto GDS, Oliveira LJC, Romano AR, Scharcosim LR, Bonow MLM, Pacce M et al. (2014) Longevity of posterior restorations in primary teeth: results from a paediatric dental clinic. *J Dent* 42, 1248-1254.
- Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, de Oliveira LJC, Conde MCM, Demarco FF et al. (2018) Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent* 28, 123-139.
- El-Housseiny AA, Alamoudi NM, Nouri S, Felemban O (2019) A randomized controlled clinical trial of glass carbomer restorations in class II cavities in primary molars: 12-month results. *Quintessence Int* 50, 522-532.
- Peumans M, Van Meerbeek B, Asscherickx K, Simon S, Abe Y, Lambrechts P et al. (2001) Do condensable composites help to achieve better proximal contacts? *Dent Mater* 17, 533-541.
- Pires CW, Pedrotti D, Lenzi TL, Soares FZM, Ziegelmann PK, Rocha R de O (2018) Is there a best conventional material for restoring posterior primary teeth? A network meta-analysis. *Braz Oral Res* 32, 1-11.
- Bücher K, Metz I, Pitchika V, Hickel R, Kühnisch J (2017) Flowable composite as a direct restoration technique for primary molars. *Eur J Paediatr Dent* 18, 243-246.
- Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S (2017) Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clin Oral Investig* 21, 1063-1070.
- Kampouropoulos D, Paximada C, Loukidis M, Kakaboura A (2010) The influence of matrix type on the proximal contact in class II resin composite restorations. *Oper Dent* 35, 454-462.
- Tal E, Kupietzky A, Fuks AB, Tickotsky N, Moskovitz M (2017) Clinical performance of heat-cured high-viscosity glass ionomer class II restorations in primary molars: A preliminary study. *J Clin Pediatr Dent* 41, 264-270.
- Velooso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, de Melo Monteiro GQ (2019) Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 23, 221-233.
- Yazici AR, Antonson SA, Kutuk ZB, Ergin E (2017) Thirty-six-month clinical comparison of bulk fill and nanofill composite restorations. *Oper Dent* 42, 478-485.
- Olegário IC, Hesse D, Bönecker M, Imparato JCP, Braga MM, Mendes FM et al. (2016) Effectiveness of conventional treatment using bulk-fill composite resin versus Atraumatic Restorative Treatments in primary and permanent dentition: A pragmatic randomized clinical trial. *BMC Oral Health* 17, 1-8.
- Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Kadir F (2014) Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent* 40, 134-143.
- Balkaya H, Arslan S, Pala K (2019) A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in class II cavities: one-year results. *J Appl Oral Sci* 27, 1-12.
- Gok Baba M, Kirzioglu Z, Ceyhan D (2021) One-year clinical evaluation of two high-viscosity glass ionomer cements in class II restorations of primary molars. *Aust Dent J* 66, 32-40.
- Fuhrmann D, Murchison D, Whipple S, Vandewalle K (2020) Properties of new glass-ionomer restorative systems marketed for stress-bearing areas. *Oper Dent* 45, 104-110.
- Ilie N (2018) Maturation of restorative glass ionomers with simplified application procedure. *J Dent* 79, 46-52.
- Loomans BAC, Opdam NJM, Roeters FJM, Bronkhorst EM, Burgersdijk RCW (2008) Comparison of proximal contacts of class II resin composite restorations *in vitro*. *Oper Dent* 31, 688-693.
- Chuang SF, Su KC, Wang CH, Chang CH (2011) Morphological analysis of proximal contacts in class II direct restorations with 3D image reconstruction. *J Dent* 39, 448-456.
- El-Shamy H, Saber M, Dörfer C, El-Badrawy W, Loomans B (2012) Influence of volumetric shrinkage and curing light intensity on proximal contact tightness of class II resin composite restorations: *in vitro* study. *Oper Dent* 37, 205-210.
- Cortes A, Martignon S, Qvist V, Ekstrand KR (2018) Approximal morphology as predictor of approximal caries in primary molar teeth. *Clin Oral Investig* 22, 951-959.
- Loomans BAC, Opdam NJM, Roeters FJM, Bronkhorst EM, Burgersdijk RCW, Dörfer CE (2006) A randomized clinical trial on proximal contacts of posterior composites. *J Dent* 34, 292-297.
- Saber MH, Loomans AC, Zohairy A El, Dörfer CE, El-Badrawy W (2010) Evaluation of proximal contact tightness of class II resin composite restorations. *Oper Dent* 35, 37-43.
- Landis JR, Koch GC (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33, 159-174.
- Kielbassa AM, Oehme EP, Shakavets N, Wolgin M (2020) *In vitro* wear of (resin-coated) high-viscosity glass ionomer cements and glass hybrid restorative systems. *J Dent*, Dec 9, doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103554.
- Kupietzky A, Atia Joachim D, Tal E, Moskovitz M (2019) Long-term clinical performance of heat-cured high-viscosity glass ionomer class II restorations versus resin-based composites in primary molars: a randomized comparison trial. *Eur Arch Paediatr Dent* 20, 451-456.
- Miletic V, Peric D, Milosevic M, Manojlovic D, Mitrovic N (2016) Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. *Dent Mater* 32, 1441-1451.
- Loomans BAC, Roeters FJM, Opdam NJM, Kuijts RH (2008) The effect of proximal contour on marginal ridge fracture of class II composite resin restorations. *J Dent* 36, 828-832.
- Loomans BAC, Opdam NJM, Roeters FJM, Bronkhorst EM, Huysmans MCDNJM (2009) Restoration techniques and marginal overhang in class II composite resin restorations. *J Dent* 37, 712-717.



CERTIFICADO PREMIO

Certificamos que

FÁTIMA Cerdán GÓMEZ

recibe el PREMIO "JUAN PEDRO MORENO"

a la mejor comunicación formato póster "Influencia del sistema de matriz empleado en el punto de contacto y superficie proximal de restauraciones realizadas con composite bulk-fill en molares temporales" que tiene por coautores a **Laura Ceballos García y M^a Victoria Fuentes**

Fuentes en la

XLI Reunión Anual de la Sociedad Española de Odontopediatría
celebrada en Madrid del 15 al 18 de mayo de 2019

Madrid, 18 de mayo de 2019



Presidenta del Comité Organizador
Dra. Eva M^a Martínez Pérez



Presidenta del Comité Científico
Dra. Paloma Planells del Pozo



CED-IADR/NOF
Oral Health Research Congress

September 19-21, 2019
Meliá Castilla Hotel & Convention Center
Madrid, Spain



An international multi-disciplinary research meeting hosted by the Continental European & Scandinavian divisions (CED-IADR/NOF) of the International Association for Dental Research (IADR).

CERTIFICATE OF ATTENDANCE

This is to confirm that

Fátima Cerdan Gomez

has attended in the 2019 CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress in Madrid, Spain (September 19-21, 2019).

All participants can apply for the number of credit points according to their country and regulations (scientific program in total: 24 hours). Each medical specialist should claim only the number of hours/points that he/she actually spent in the scientific program.

Prof. David Herrera
President of the Organizing Committee
CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress

XII CONGRESO
NACIONAL

SEOII

Vigo - 2022

PREMIO AL MEJOR PÓSTER

10 - 12 de Marzo de 2022 | Vigo (Pontevedra)

FÁTIMA Cerdán GÓMEZ

Título: Análisis de la morfología proximal obtenida con distintos sistemas de matrices y materiales de restauración en molares temporales.

Autores: Cerdán Gómez F, Ceballos García, Fuentes Fuentes MV.

Comité Científico

Presidente Manuel Joaquín de Nova García

Vicepresidente José Ramón García Iglesias

Vocales

Rosa Mourelle Martínez

Begonia Bartolomé Villar

Antonio Domínguez Reyes

Antonio Galán González

Marta Paz Cortés

Laura Burqueño Torres

Nuria Gallardo

Miguel Facal García

Carmen Martín Carreras-Presas

Eliane García Mato

Jacobo Limeres Pose

Dr. Manuel Joaquín De Nova García

Presidente de la Sociedad Española de
Odontología Infantil Integrada

Dra. Rosa M^a Iturbe Fernández

Presidenta del Comité
Organizador

