



UNIVERSIDAD DE MURCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS
SOCIOSANITARIAS**

Estudio *in Vitro* de la Resistencia
a la Fractura de Dientes Anteriores

D^a Isabel Inmaculada Castejón Navas
2015

A:
Rafael, mi esposo y
a Isabel y Rafa, mis hijos.

Agradecimientos:

Al Profesor Doctor D. Carlos García Ballesta (†), primer director de la tesis por sus orientaciones, críticas, apoyo y colaboración .

Quien ha modernizado la Odontopediatría actual y quien con su ejemplo y liderazgo dejó huella permanente en el Departamento de Odontopediatría.

Sin él no habría sido posible esta tesis.

Al Profesor Dr. D. Aurelio Luna Maldonado por aceptar codirigir la tesis doctoral, por sus consejos, críticas, orientaciones y ayuda.

A la Profesora Dra. Dña. Leonor Pérez-Lajarín por codirigir la tesis doctoral, por su acogida, consejos, comentarios y colaboración.

Al Profesor Dr. D. Manuel López Nicolás por aceptar codirigir la tesis doctoral, por sus consejos, críticas y colaboración.

A las Dras. Yolanda Martínez Beneyto y Olga Cortés Lillo por sus consejos, orientaciones y colaboración.

Al Departamento de Ciencias Socio-sanitarias por su acogimiento y aceptación del tema propuesto para la tesis.

1. INTRODUCCIÓN	1
2. ANTECEDENTES	7
2.1. Traumatología dental.....	9
2.1.1. Clasificación de los traumatismos.....	9
2.1.2. Fracturas de corona.....	11
2.1.2.1. Terminología, frecuencia y etiología.....	12
2.1.2.2. Examen clínico.....	14
2.1.2.3. Examen radiográfico.....	16
2.1.2.4. Patología.....	16
2.1.2.5. Tratamiento y pronóstico.....	17
2.2. Bases para la reconstrucción estética de dientes anteriores.....	20
2.2.1. Fenómenos de superficie.....	21
2.2.1.1. Tensión superficial.....	21
2.2.1.2. Humectancia.....	21
2.2.1.3. Capilaridad.....	22
2.2.1.4. Sinterización.....	23
2.2.1.5. Absorción.....	23
2.2.1.6. Adsorción.....	23
2.2.1.7. Adhesión.....	23
2.2.2. Materiales de reconstrucción.....	34
2.2.2.1. Silicatos.....	34

2.2.2.2. Resinas acrílicas.....	35
2.2.2.3. Composites.....	36
2.2.2.4. Ionómeros de vidrio.....	50
2.2.2.5. Sistemas cerámicos.....	52
2.3. Materiales de restauración utilizados en esta investigación.....	64
2.3.1. Excite®.....	64
2.3.2. Tetric Flow®.....	66
2.3.3. IPS Empress 2® e IPS e.max®.....	70
2.3.4. Variolink II®.....	74
2.4. Trabajos de investigación de los últimos diez años que han tenido trascendencia en esta investigación.....	75
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	85
3.1. Justificación.....	86
3.2. Objetivos.....	86
4. MATERIAL Y MÉTODO.....	87
4.1. Muestra del estudio.....	88
4.2. Material de trabajo.....	88
4.2.1. Materiales para preparar la muestra.....	88
4.2.2. Material para la fractura de los dientes de los grupos 2, 3 y 4.....	89

4.2.3. Materiales para la preparación y restauración de los distintos grupos de trabajo.....	89
4.2.4. Material para la medición de fuerzas y superficies de fractura.....	90
4.3. Materiales de restauración.....	90
4.3.1. Materiales de grabado de las superficies de trabajo.....	90
4.3.2. Materiales de adhesión.....	91
4.3.3. Materiales de reconstrucción.....	92
4.4. Método.....	93
4.4.1. Metodología.....	93
4.4.2. Medición de fuerzas con Shimadzu Autograph AGS-D Universal Test Machine.....	102
4.4.3. Medición de superficies de fractura.....	104
5. RESULTADOS.....	108
5.1. Tablas de resultados de los distintos grupos dentarios.....	109
5.2. Resultados estadísticos.....	115
5.2.1. Material y metodología estadística.....	115
5.2.1.1. Análisis descriptivo general.....	116
5.2.1.1.1. Análisis descriptivo grupo 1.....	119
5.2.1.1.2. Análisis descriptivo grupo 2.....	120
5.2.1.1.3. Análisis descriptivo grupo 3.....	123
5.2.1.1.4. Análisis descriptivo grupo 4.....	128

5.2.1.2. Estudio de presiones en los distintos grupos.....	131
6. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	134
7. CONCLUSIONES.....	141
8. BIBLIOGRAFÍA.....	143

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCION

Los traumatismos dentales son accidentes muy frecuentes entre la población infantil y juvenil, con una prevalencia que varía dependiendo de la edad, el sexo y la población seleccionada, y constituyen una de las experiencias más desagradables para el niño y sus padres. Además, en los últimos años han experimentado un incremento considerable, en paralelo con otro tipo de accidentes (1 y 2).

La fractura de la corona dental producida por los traumatismos, es (exceptuando las concusiones y subluxaciones) la lesión más frecuente en la dentición permanente, y suelen ser de tipo “no complicado” (3).

Las causas más comunes en niños entre 7-10 años, son las caídas o la práctica de actividades deportivas.

El diente más afectado suele ser el incisivo central superior, seguido del incisivo lateral superior y del incisivo central inferior.

La fractura de los dientes anteriores superiores es un problema frecuente para la salud oral y tiene un impacto negativo en la estética, la fonación y la función masticatoria.

Psicológicamente afecta tanto al paciente como a sus padres, alterando su vida y desarrollo normal. Por esto, el tratamiento del traumatismo dental tiene un gran impacto en la calidad de vida del paciente (4 y 5).

En el tratamiento de un traumatismo dental, se ven involucrados pediatras, dentistas generales y otros especialistas de la Odontología, así como cirujanos maxilofaciales. Esto implica que en ocasiones, el seguimiento de la evolución de los mismos sea complicado.

Según refiere Andreasen (6), la investigación clínica en Traumatología Dental es muy escasa, y la define como una especialidad “huérfana” dentro de la Odontología.

A finales del siglo pasado hubo un gran interés entre las disciplinas dentales por analizar la validez de los tratamientos existentes, lo que llevó al reconocimiento de la evidencia clínica con los RCT (randomized clinical trial). RCT es un término anglosajón que se refiere a las pruebas controladas aleatorizadas, como un procedimiento científico para probar

medicamentos o procedimientos médicos. Es considerada la forma más fiable de evidencia científica porque elimina todas las formas de sesgo cognitivo. También se denomina prueba con control aleatorio (7 y 8).

Según Andreasen, estamos en los niveles más bajos de la pirámide de evidencia científica con escasos RCT publicados (9).

Para llevar a cabo los estudios clínicos es fundamental cumplir con los criterios éticos de cada país y con el consentimiento informado, que se le debe explicar al paciente y a sus tutores. Esta información, tanto verbal como escrita, la debe realizar cada especialista que le vaya a tratar.

Para Andreasen la mejor alternativa son los estudios *in vitro* y los realizados con animales (10). Estos le permiten al investigador controlar múltiples parámetros que pueden influir en el experimento, y que no se pueden llevar a cabo en los estudios clínicos con humanos.

En 1985 Andreasen publicó un informe con criterios para estandarizar los protocolos de actuación ante los traumatismos y décadas después sigue en vigor la importancia de unificar criterios (11).

Los trabajos *in vitro* nos permiten trabajar con más muestras que un ensayo clínico, pero con las limitaciones propias del trabajo en laboratorio.

Actualmente vivimos en una sociedad cada vez más obsesionada con la apariencia estética (12), imponiéndose en muchas ocasiones este aspecto al puramente profesional. La cara es la primera parte del cuerpo que se ve cuando nos relacionamos. Por tanto, la expresión facial es el aspecto más importante de la estética, ya que cualquier defecto puede provocar el rechazo del observador o incluso, en muchas ocasiones, inseguridad o complejos en la persona que lo posee.

El progreso de los composites, así como la evolución de las cerámicas, son un fiel exponente de las demandas de la población. De esta forma, las carillas de porcelana, las coronas de zirconio, y las técnicas de estratificación con composites, se están abriendo camino entre las diferentes técnicas restauradoras de la sonrisa.

La estratificación dental con composites (13) es una técnica de reconstrucción estética dental que se basa en la restauración del diente con múltiples capas de composite. Con estas múltiples capas se intenta reproducir la estructura del diente, el esmalte y la dentina.

Es difícil igualar el color natural de los dientes, con sus distintos tonos y translucidez. Aunque existen múltiples guías de colores, próximas a las tonalidades del diente, las restauraciones no siempre consiguen el efecto deseado. La mayoría de los sistemas de restauración basados en la estratificación con composites, se basan en el principio de igualar dicho composite con las gamas básicas de matices de la dentina y el esmalte.

Con las actuales técnicas de estratificación (13), ayudadas de la técnica de reconstrucción con guía o llave de silicona (14), se consiguen reconstrucciones de mejor calidad que con las clásicas reconstrucciones de composite monocromáticas. Se crea así un efecto policromático similar al que se produce cuando la luz se refleja en el diente natural (15).

A nivel clínico en el niño esta técnica es menos ágil que las convencionales pues se necesitan registros para obtener modelos de estudio, realizar encerado y crear la llave de silicona que servirá de guía para la reconstrucción.

La restauración funcional, estética y biológica de un incisivo fracturado supone un reto clínico desalentador.

El composite convencional ofrece problemas, tales como recuperar el contorno ideal, el color y la translucidez incisal.

La restauración protésica en pacientes jóvenes es cuestionable, debido al gran tamaño de la cámara pulpar, a la erupción progresiva y a la inestabilidad del margen gingival, dejando esta modalidad de tratamiento para pacientes adultos (12).

La restauración de los dientes anteriores fracturados en los niños y adolescentes, se debe realizar con las técnicas más conservadoras disponibles. El desarrollo de nuevas cerámicas y composites, así como, la constante evolución en el tratamiento del fragmento fracturado, han mejorado los resultados estéticos y se ha minimizado la eliminación de la estructura dental remanente.

Cuando se dispone del fragmento intacto, la unión de este ofrece una alternativa más estética y funcional. Al igual que en una restauración convencional, el éxito va a depender de la selección del caso, de la perfecta adaptación y de la técnica a emplear.

Para conseguir el éxito clínico, el fragmento debe estar libre de caries y sin pérdida de estructura para adaptarse bien al diente remanente. Cuando no es posible la reposición inmediata, porque hay un tratamiento endodóntico en proceso o los tejidos gingivales están

inflamados, es útil la reducción cuidadosa de los bordes del esmalte, o una restauración provisional con ionómero de vidrio, para evitar lesionar los labios. Igualmente el fragmento debe mostrar suficiente estructura dental afectando a la dentina, ya que una fractura en la que sólo se afecte el esmalte, no estará indicada unirlos (3).

Si existen múltiples fragmentos, la técnica puede ser impracticable, aunque se puede intentar unirlos entre sí y después al diente. Se ha propuesto en estos casos, o cuando no exista fragmento, utilizar los obtenidos de un banco de dientes extraídos (17). Entre las múltiples desventajas destaca el rechazo del paciente a aceptar que se le coloque un fragmento de diente de otra persona.

En los estudios analizados se ha comprobado que existen diferentes preparaciones dentales para restaurar el diente fracturado con composite, llevar a cabo reconstrucciones parciales de cerámica y adherir de nuevo el fragmento fracturado de la corona.

A lo largo de la década de los años noventa Andreasen (18 y 19), Munksgaard (20 y 21) y Farik (22 y 23), estudiaron como reconstruir los dientes que sufrían fractura no complicada de corona. Todos aquellos estudios los realizaron con dientes de oveja por la gran facilidad con que se podían obtener.

Andreasen (18 y 19) estudió como reconstruir el diente fracturado pegando el fragmento y restaurando después con carillas de cerámica. Obtuvo una gran resistencia a la fractura, incluso superior a la del diente intacto. El resto de los trabajos, estudiaban como adherir el fragmento con los adhesivos disponibles entonces y así conocer cual proporcionaba mejor adhesión y mayor resistencia a la fractura ante un nuevo impacto. Farik (23) investigó que sucedía si el fragmento no estaba hidratado y concluyó que la hidratación era muy importante para mejorar la adhesión en dentina.

Desde entonces podemos decir que los materiales han evolucionado y se han perfeccionado para mejorar sus propiedades y que las técnicas de adhesión del fragmento se han ido depurando para conseguir mayor superficie de adhesión.

La mayoría de los trabajos clínicos de los últimos quince años se han centrado en como adherir el fragmento fracturado de nuevo al diente. En el año 2003 el español Carlos García Ballesta ya exponía la conveniencia de adherir el fragmento siempre que este estuviera disponible (3). Hablaba de la necesidad de una oclusión favorable para poder tener éxito, ya

que ningún factor es más perjudicial para la retención del fragmento que las fuerzas generadas por el movimiento de protrusión mandibular. En los casos en los que el paciente presenta una sobremordida pronunciada, quizás sea más aconsejable recurrir a otros medios de restauración como los frentes laminados de cerámica.

Son muchas las técnicas que se han promulgado para pegar el fragmento, desde la simple adhesión del fragmento fracturado a la preparación del esmalte para mejorar la adhesión.

Los trabajos clínicos más destacables para nuestra investigación han sido:

Nayak (25) utiliza la guía de silicona para restaurar con composites un caso clínico.

Abdulkhayum (26) adhiere el fragmento con composite y después realiza chamfer en la línea de fractura y lo rellena.

Maitin (17) utiliza un fragmento alógeno para reconstruir la corona.

De los estudios *in vitro* han sido muy relevantes los de Demarco (28) y Bruschi-Alonso (29), que han realizado múltiples diseños para adherir el fragmento concluyendo ambos que al aumentar la superficie de esmalte se aumentaba la resistencia a la fractura.

Ha sido muy importante el diseño de cerámica de recubrimiento parcial llevado a cabo por Vilaplana-Vivo (30) para restaurar el fragmento perdido. Con el se han obtenido valores de resistencia a la fractura próximos a los del diente intacto. Este sistema de reconstrucción, en niños, produce bastante sensibilidad, debido a su tallado próximo a la amplia cámara pulpar.

2. ANTECEDENTES

2.1. Traumatología dental.

2.1.1. Clasificación de los traumatismos.

2.1.2. Fracturas de corona.

2.1.2.1. Terminología, frecuencia y etiología.

2.1.2.2. Examen clínico.

2.1.2.3. Examen radiográfico.

2.1.2.4. Patología.

2.1.2.5. Tratamiento y pronóstico.

2.1.2.5.1. Tratamiento provisional en la dentición permanente.

2.1.2.5.2. Tratamiento definitivo de las fracturas de corona.

2.2. Bases para la reconstrucción estética de dientes anteriores.

2.2.1. Fenómenos de superficie.

2.2.1.1. Tensión superficial.

2.2.1.2. Humectancia.

2.2.1.3. Capilaridad.

2.2.1.4. Sinterización.

2.2.1.5. Absorción.

2.2.1.6. Adsorción.

2.2.1.7. Adhesión.

2.2.1.7.1. Condiciones para la adhesión.

2.2.1.7.2. Estudio de las superficies dentales.

2.2.1.7.3. Estudio de los adhesivos.

2.2.2. Materiales de reconstrucción.

2.2.2.1. Silicatos.

2.2.2.2. Resinas acrílicas.

2.2.2.3. Composites.

2.2.2.3.1. Componentes.

2.2.2.3.2. Otros componentes.

2.2.2.4. Ionómeros de vidrio.

2.2.2.4.1. Composición.

2.2.2.4.2. Mecanismo de adhesión.

2.2.2.4.3. Propiedades físicas.

2.2.2.5. Sistemas cerámicos.

2.2.2.5.1. Composición.

2.2.2.5.2. Propiedades de la porcelana.

2.2.2.5.3. Refuerzo de la porcelana.

2.2.2.5.4. In-Ceram.

2.2.2.5.5. In-Ceram Spinell.

2.2.2.5.6. Cerámicas de vidrio.

2.2.2.5.7. Moldeado por inyección.

2.2.2.5.8. Cerámicas de baja fusión.

2.2.2.5.9. Sistemas para manufactura de cerámicas.

2.2.2.5.10. Restauraciones completas de cerámica.

2.3. Materiales de restauración utilizados en esta investigación.

2.3.1. Excite®.

2.3.2. Tetric Flow®.

2.3.3. IPS Empress 2® e IPS e.max®.

2.3.4. Variolink II®.

2.4. Trabajos de investigación de los últimos diez años que han tenido transcendencia en esta investigación.

2. ANTECEDENTES

2.1. TRAUMATOLOGÍA DENTAL

Entendemos como traumatismos dentales, toda aquella agresión física a los tejidos del diente, así como a los tejidos adyacentes al mismo, como resultado de un golpe o esfuerzo realizado en contra suya, de manera fortuita o intencionada, y que tiene como consecuencia la alteración de la morfología o función del diente y de los tejidos adyacentes.

Las consecuencias finales de un traumatismo pueden ocurrir a largo plazo, (al menos cinco años según Castaldi (31) aún cuando el tratamiento haya sido el adecuado. El pronóstico es tanto peor cuanto más tiempo transcurra entre el momento del traumatismo y el de la atención clínica.

Los traumatismos dentoalveolo-orofaciales, así como las lesiones pulpares y periodontales que los mismos provocan, debido a su frecuencia, a los trastornos estéticos y funcionales y a la rapidez con la que se debe actuar, constituyen un aspecto de gran relevancia en la odontología actual (32 y 16).

2.1.1. CLASIFICACIÓN DE LOS TRAUMATISMOS

Los traumatismos dentarios han sido objeto de diversas clasificaciones atendiendo a gran variedad de factores, tales como la etiología, la estructura anatómica afectada, la patología y las consideraciones terapéuticas.

La clasificación de Ellis data del año 1960 (33), la de Andreasen (O.M.S.) del 1978 (34), la de Ingle, Frank, Natking y Nutting del 1979, la de Vanek del 1982 y la de Basrrani del 1983 (35).

En la investigación seguimos la clasificación de Andreasen para clasificar y describir traumatismos (32). Es la recomendada por la OMS en su Clasificación Internacional de Patologías en el campo de la Odontología y Estomatología ya que es altamente descriptiva y sirve para definir los traumatismos de ambas denticiones. Los códigos que se aplican se acordaron en la Clasificación Internacional de 2012:

1. Lesiones de tejidos dentales duros y de la pulpa:

-Infracción (N 502.50): fractura incompleta del esmalte sin pérdida de tejido dentario.

-Fracturas no complicadas de corona:

Afectan sólo a esmalte (N 502.50): fractura con pérdida de tejido dentario que se queda confinada al esmalte.

Afectan a esmalte y dentina (N 502.51): fractura con pérdida de sustancia dentaria que afecta a esmalte y dentina sin involucrarse la pulpa.

-Fracturas complicadas de corona (N 502.52): fracturas que afectan a esmalte, dentina e incluye pulpa expuesta.

-Fracturas no complicadas de corona y raíz (N 502.54): fracturas que incluyen esmalte, dentina y cemento sin afectar la pulpa.

-Fracturas complicadas de corona y raíz (N 502.54): fractura que incluye esmalte, dentina y cemento pero con afectación pulpar.

-Fractura radicular (N 502.53): fractura que incluye la dentina, el cemento y la pulpa. Las fracturas radiculares a su vez se pueden clasificar según el desplazamiento de los fragmentos coronales.

2. Lesiones de los tejidos periodontales:

-Concusión (N 503.20): lesión de las estructuras de soporte del diente sin que éste sufra desplazamiento, pero con marcada reacción a la percusión.

-Subluxación (N 503.20): lesión de las estructuras de soporte del diente con anormal aflojamiento pero sin desplazamiento del mismo.

-Luxación extrusiva (dislocación periférica o avulsión parcial) (N 503.20): desplazamiento parcial del diente fuera de su alveolo.

-Luxación lateral (N 503.20): desplazamiento del diente en una dirección que no es la axial o paralela al diente. Se acompaña de conminución o de fractura del hueso alveolar.

-Luxación intrusiva (dislocación central) (N 503.21): Desplazamiento del diente hacia adentro del hueso alveolar. Esta lesión va acompañada de conminución o de fractura del hueso alveolar.

-Avulsión (exarticulación) (N 503.22): completo desplazamiento del diente fuera del alveolo.

3.Lesiones que afectan al hueso de sostén:

-Conminución del alveolo maxilar (N 502.40) o mandibular (N 502.60): aplastamiento y compresión del hueso alveolar. Esta lesión se observa concomitante a luxaciones intrusivas y laterales.

-Fractura de la pared alveolar tanto maxilar (N 502.40) como mandibular (N 502.60): fractura limitada a la pared labial o vestibular del alveolo.

-Fractura del proceso alveolar maxilar (N 502.40) o mandibular (N 502.60): fractura del proceso alveolar que puede o no afectar al alveolo dentario.

-Fractura del maxilar superior (N 502.42) o de la mandíbula (N 502.61): fractura que afecta a la base de la mandíbula o del maxilar y que frecuentemente afecta también el proceso alveolar. Esta fractura puede afectar o no el alveolo dentario.

4.Lesiones que pueden afectar a la encía o a la mucosa oral:

-Laceración de la encía o de la mucosa oral (S 01.50): una lesión leve o profunda en la encía o en la mucosa oral que sufre el impacto de un objeto generalmente agudo y se desgarran.

-Contusión de la encía o de la mucosa oral (S 00.50): un hematoma producido por el impacto de un objeto romo. No se pierde la continuidad en la encía o en la mucosa pero aparece hematoma.

-Abrasión de la encía o de la mucosa oral (S 00.50): es una lesión superficial de la encía o de la mucosa en la que éstas sufren desgaste o roce. Existen múltiples heridas.

2.1.2. FRACTURAS DE CORONA

A continuación vamos a desarrollar las fracturas de corona dado que son el punto de referencia de este trabajo de investigación.

2.1.2.1. TERMINOLOGÍA, FRECUENCIA Y ETIOLOGÍA

La siguiente clasificación de las fracturas de la corona está basada en consideraciones terapéuticas y anatómicas (36 y 37):

1. Infracción del esmalte: es una fractura incompleta del esmalte sin pérdida de sustancia o material dental.
2. Fractura no complicada de la corona: fractura que se limita al esmalte o afecta también al esmalte y a la dentina, pero no a la pulpa.
3. Fractura complicada de la corona: fractura que afecta al esmalte, la dentina y la pulpa.

Las fracturas de la corona constituyen el 26 al 76% de los traumatismos dentales durante la dentición permanente, mientras que durante la dentición temporal la frecuencia es sólo del 4 al 38% (1 y 38).

La etiología de los traumatismos dentales es muy variada, existiendo situaciones proclives a ser escenario de un traumatismo (2 y 39), como son las caídas (40), la práctica de ciertos deportes (41), los accidentes de tráfico, la drogadicción, el alcoholismo, el retraso mental, la epilepsia, la parálisis cerebral, los síndromes de la mujer y el niño maltratados (42), las maniobras de emergencia o de intubación en anestesia general, la dentinogénesis imperfecta, entre otras.

Las lesiones dentarias son muy poco frecuentes durante el primer año de vida (43). Las lesiones aumentan sustancialmente cuando el niño empieza a hacer esfuerzos para moverse (24 y 27). La frecuencia aumenta aún más cuando el niño empieza a caminar y correr, puesto que carece de experiencia y coordinación del movimiento. La incidencia de las lesiones dentarias llega al máximo justo antes de la edad escolar y consiste principalmente en lesiones por caídas (44 y 45).

Una causa trágica de lesiones bucales en niños pequeños se manifiesta en el síndrome del niño golpeado, condición clínica que se da en niños que han recibido maltrato físico (42). Aproximadamente la mitad de estos niños sufren lesiones faciales o bucales y el resultado es con frecuencia fatal debido a hemorragia intracraneal. Las lesiones orales son a menudo el resultado de un golpe en la boca tratando de silenciar a un niño que grita o que llora. La laceración de la mucosa en la parte interior del labio superior cerca del frenillo y el desgarramiento de la mucosa labial son hallazgos típicos. Los niños generalmente son

menores de tres años de edad y se presentan a menudo para ser tratados después de varias horas o días. Generalmente presentan múltiples magulladuras localizadas por todo el cuerpo. Las magulladuras frecuentemente son de diferentes colores, indicando varias épocas de origen. Un examen radiográfico puede revelar múltiples fracturas de los huesos largos, de las costillas y el cráneo en varias etapas de curación. En vista de la relativa frecuencia del traumatismo facial en niños golpeados, se puede sospechar en casos de niños pequeños cuando hay una clara discrepancia entre el examen clínico y la historia referida por los padres.

En edad escolar, los accidentes por juegos son muy comunes (45 y 46). La mayoría de estas lesiones pueden ser clasificadas como lesiones por caídas, un tipo de traumatismo que se caracteriza por una gran frecuencia de fracturas de la corona. También predominan en esta edad las lesiones provocadas por los accidentes de bicicleta. Los pacientes que presentan este tipo de traumatismo frecuentemente sufren fracturas de la corona además de lesiones del labio superior y de la barbilla (47).

Las lesiones durante la segunda década de la vida se deben a menudo a deportes como el atletismo, el jockey sobre hielo, el fútbol, el béisbol, el baloncesto, el rugby y los deportes de contacto (48 y 49).

La OMS refiere que el 16% de los traumatismos en la boca proviene de los deportes (50). Este porcentaje de lesiones es mayor que el que reciben los demás órganos humanos. Según Glendor (51), el 25% de los pacientes sufre traumatismos de repetición.

Los traumatismos alveolodentarios son los más observados en la cara seguidos de las lesiones en los labios, lengua, encía y maxilares. Según Andreasen el 32% de los estudiantes universitarios sufren lesiones dentarias habiendo sido provocadas el 50% durante actividades deportivas (52 y 53).

Las lesiones faciales y dentales provocadas por accidentes de automóvil son muy frecuentes al final de la segunda década de la vida (54).

El pasajero que se sitúa al lado del conductor, el copiloto, está especialmente expuesto a sufrir lesiones faciales. Este grupo de traumatismos se caracteriza tanto por lesiones del hueso de sostén como de los tejidos blandos del labio inferior y del mentón. Este tipo de lesión refleja el mecanismo de muchos accidentes de automóvil en los que el pasajero del asiento delantero o el conductor se golpea con el volante o con el salpicadero (55 y 56).

Las lesiones dentarias a los niños sentados en el asiento delantero ocurren como resultado de golpear el salpicadero en los frenazos bruscos.

Las lesiones por peleas aparecen predominantemente en grupos de edad más avanzada. Este tipo de traumatismo generalmente produce un modelo especial de lesión caracterizado tanto por luxación y exarticulación de los dientes como por fracturas de las raíces o del hueso de sostén (57 y 58).

Los pacientes epilépticos presentan mayor riesgo y problemas especiales en cuanto a las lesiones dentarias.

Recientemente se ha informado que muchos drogadictos sufren fracturas de corona de los molares y premolares. La etiología de estas fracturas es debida a cerrar violentamente los dientes, lo cual ocurre a las tres o cuatro horas de haber ingerido la droga. Las fracturas se limitan a las cúspides linguales o bucales y se pueden encontrar de 5 a 6 dientes rotos en el mismo paciente (59).

Un tipo de lesión poco frecuente es la fractura espontánea de la raíz que afecta a los pacientes que sufren dentinogénesis imperfecta. La explicación a este fenómeno es posiblemente la disminuida consistencia microscópica de la dentina y el adelgazamiento anormal de las raíces.

Parece claro que las patologías de clase II asociadas a sobremordida de más de 4mm, labio superior corto, labio incompetente y respiración oral son factores que propician que los pacientes presenten más traumatismos dentarios (60).

También existen traumatismos iatrógenos asociados a la intubación en anestesia general o ante maniobras de urgencia. Los laringoscopios tradicionales provocan una gran cantidad de traumas dentales, sin embargo existen laringoscopios especiales que reducen estos accidentes.

2.1.2.2. EXAMEN CLÍNICO

Las infracciones de la corona son muy comunes pero con frecuencia son minusvaloradas. Estas fracturas aparecen como líneas de fractura en el esmalte y no cruzan el límite esmalte-dentina (61 y 62). Las fracturas las causan los golpes directos en el esmalte, lo cual explica la frecuencia de infracciones en la superficie labial de los incisivos superiores. Se dan varios tipos de líneas de rotura según la dirección y localización del traumatismo, por ejemplo, líneas

horizontales, verticales o divergentes (63). La detección de estas líneas se facilita dirigiendo una fuente de luz paralelamente al eje vertical del diente, ya que si se usa una iluminación directa, las líneas de fractura con frecuencia pasan desapercibidas. Las roturas pueden ser provocadas por traumatismos o por otros tipos de lesiones, por lo que la presencia de roturas puede hacer sospechar que existan traumatismos concomitantes y especialmente luxaciones (64).

Las fracturas no complicadas de la corona pueden limitarse al esmalte y en estos casos casi siempre se presentan en el ángulo mesial o distal de la corona. En ocasiones, el lóbulo central del borde incisal es el único afectado (65 y 66).

Las fracturas del esmalte y la dentina sin exposición pulpar se presentan con más frecuencia que las fracturas coronales complicadas en la dentición permanente, mientras que la frecuencia de las fracturas coronales no complicadas y complicadas en la dentición temporal es casi idéntica (67).

Las fracturas coronales se limitan generalmente a un sólo diente y pueden estar asociadas con lesiones concurrentes, tales como subluxaciones y luxaciones extrusivas. Las fracturas de la corona afectan generalmente a los incisivos centrales superiores y con preferencia sus ángulos mesiales. La fractura puede ser horizontal pero con frecuencia se encuentran extensiones hacia el ángulo mesial o distal. En casos excepcionales, la fractura puede afectar todo el esmalte vestibular o lingual. La dentina descubierta generalmente ocasiona síntomas de sensibilidad a los cambios térmicos y en la masticación; estos síntomas son hasta cierto punto proporcionales al grado de exposición de la dentina .

El examen de los dientes fracturados debe incluir una búsqueda cuidadosa de exposiciones pulpares y la especificación sobre la cantidad de dentina expuesta. La capa de dentina que cubre la pulpa puede ser tan delgada que el contorno que se aprecia a través de la dentina que la cubre es de una coloración rosácea. En estos casos es importante no perforar la dentina con la sonda dental durante la exploración de posibles exposiciones pulpares (68).

Las fracturas complicadas de la corona generalmente presentan una ligera hemorragia capilar en la parte descubierta de la pulpa.

2.1.2.3. EXAMEN RADIOGRÁFICO

El examen radiográfico aporta una información importante a la evaluación clínica (69). En primer lugar, muestra el tamaño de la cavidad pulpar y el grado de desarrollo de la raíz, factores que pueden influir en el plan de tratamiento. Además, pueden ser descubiertas lesiones concomitantes como fracturas de la raíz o luxaciones (70 y 71). Finalmente, la radiografía sirve como registro para comparación en exámenes futuros. Es muy útil para verificar la formación de puentes de dentina sobre pulpa expuesta, cuando el análisis clínico no lo permite.

2.1.2.4. PATOLOGÍA

Las fracturas de corona que afectan a esmalte y dentina pueden dejar expuestos un gran número de canalículos dentinales. Se estima que la exposición de un milímetro cuadrado de dentina puede dejar descubiertos entre 20.000-45.000 túbulos dentinales. Estos túbulos constituyen un camino para ataques externos como bacterias e irritantes térmicos y químicos que pueden provocar la inflamación de la pulpa.

Esto explica por qué la dentina expuesta necesita protección como las técnicas de recubrimiento de la dentina (72 y 73). El grado de penetración de bacterias en los túbulos dentinales, es más rápido en la dentina expuesta por fractura que en la dentina expuesta tras el preparado de cavidades. Quizás esto se deba a la ausencia de la barrera que forma el barrillo dentinario.

Existen estudios recientes sobre los cambios en el tejido pulpar después de las fracturas no complicadas de la corona (74 y 75). Estos estudios revelan que cuando se deja sin cubrir la dentina artificialmente expuesta, la pulpa muestra muchos cambios inflamatorios.

Después de una fractura de la corona el tejido pulpar expuesto se recubre rápidamente por una capa de fibrina. Con el tiempo la parte superficial de la pulpa muestra brotes capilares, numerosos leucocitos y proliferación de histiocitos. Más adelante esta inflamación se extiende a zonas más apicales de la pulpa. Respecto al tratamiento, se debe hacer hincapié en que las zonas más profundas de la pulpa pueden mostrar condiciones casi normales, mientras que la inflamación se localiza en las zonas superficiales.

Las fracturas de la corona que no han sido tratadas, pueden presentar proliferación del tejido pulpar, debido a la formación de tejido de granulación, o cambios destructivos en la pulpa.

2.1.2.5. TRATAMIENTO Y PRONÓSTICO

Muchos autores han discutido los principios terapéuticos para las fracturas de la corona no complicadas durante la dentición permanente. Este tratamiento se puede dividir en técnicas de emergencia y tratamiento final. A continuación se hizo hincapié en lo primero (76). Omito hablar de los tratamientos de las fracturas de corona complicadas, así como de las fracturas coronales en la dentición temporal.

2.1.2.5.1. TRATAMIENTO PROVISIONAL EN LA DENTICIÓN PERMANENTE

A pesar de que una restauración permanente debe ser pospuesta hasta bien entrada la adolescencia, exigencias estéticas pueden requerir una restauración semipermanente mientras tanto.

Infracciones de esmalte:

Estas lesiones no requieren tratamiento. Sin embargo, debido a las frecuentes lesiones concomitantes de las estructuras de sostén del diente, se deben efectuar pruebas de vitalidad a fin de descubrir si hay afectación pulpar.

En el caso de que se presenten múltiples infracciones del esmalte estará indicado el sellado de la superficie con la técnica del grabado ácido y con una resina sin carga, ya que todas estas líneas son susceptibles de sufrir tinciones por tabaco, alimentos sólidos o líquidos.

Fracturas no complicadas de la corona:

El tratamiento inmediato de las fracturas no complicadas de la corona circunscritas al esmalte, se debe limitar a pulir los bordes agudos del esmalte para prevenir las laceraciones en la lengua y los labios.

Más adelante se pueden efectuar tallados correctivos con buenos resultados estéticos. El pulido es muy útil para imitar la acentuada curvatura de un ángulo distal; en cambio una fractura del ángulo mesial de un incisivo central generalmente no se puede corregir debido al contorno en ángulo recto. Las técnicas de tallado también se pueden combinar con la extrusión ortodóncica del diente fracturado para reestablecer el plano oclusal.

Cuando la forma o extensión de la fractura no permite el tallado, puede ser necesaria la restauración. Cualquiera que sea el tratamiento de elección se debe restaurar la anatomía y la oclusión.

La adhesión del fragmento original o la restauración del material perdido con composites esta más indicada que las coronas temporales (77 y 78). Estos procedimientos son más estéticos y probablemente menos traumáticos para el diente lesionado que las coronas temporales. La mayor desventaja de las coronas temporales es el potencial factor de microfiltración que permite el acceso de las bacterias a la dentina expuesta alterando la posible respuesta de la pulpa.

La técnica de adhesión directa con ácido parece ser una solución prometedora en las fracturas pequeñas del ángulo incisal de los dientes permanentes anteriores. Esta técnica consiste en aplicar ácido ortofosfórico a la superficie del esmalte fracturado antes de la aplicación de la resina. Esta técnica crea una adhesión muy fuerte entre el material de resina y la superficie del esmalte, lo suficiente para sostener la retención de las restauraciones pequeñas del ángulo incisal.

Si existe exposición de la dentina, las medidas terapéuticas se deben dirigir su protección, para permitir a la pulpa crear una barrera protectora. Cuando la dentina está expuesta, una gran cantidad de túbulos dentinales entran en contacto directo con fluidos orales permitiendo una variedad de estímulos que afectan a la pulpa. La pulpa puede reaccionar favorablemente a estos estímulos fortificando los canalículos dentinales expuestos con dentina secundaria. Sin embargo, existe el riesgo de que los ataques puedan exceder el poder de recuperación de la pulpa, produciendo de esta manera cambios inflamatorios y la subsiguiente necrosis pulpar. Este peligro se supone mayor en pacientes jóvenes debido a que en esta edad el diámetro de los túbulos dentinales es mayor (79 y 80).

2.1.2.5.2. TRATAMIENTOS DEFINITIVOS DE LAS FRACTURAS DE CORONA.

Desde que han aparecido tantos avances en los materiales dentales, la frontera entre los tratamientos provisionales y definitivos se ha ido estrechando. La restauración permanente clásica consistía en incrustaciones coladas, coronas de oro-porcelana fundida o coronas jacket de porcelana. Con la llegada de las resinas compuestas y la técnica del grabado ácido, las indicaciones de estas restauraciones se han ido eliminando.

En la actualidad los tratamientos “definitivos” o permanentes de la coronas fracturadas consisten en restauraciones con composites, adhesión del fragmento dentario fracturado, coronas de recubrimiento total y carillas de porcelana (81 y 82).

Adhesión del fragmento fracturado:

La adhesión del fragmento original tiene muchas ventajas sobre otras formas de restauración tras una fractura de corona. Una de las mayores ventajas es que la morfología del diente se mantiene y que el tiempo que requiere este proceso es mínimo (83 y 84). Es agradable tanto para el paciente como para sus padres, se realiza en la misma visita y con un coste menor que otros tratamientos realizados en laboratorios de prótesis (85). Se podrá realizar siempre que el fragmento esté intacto para que se pueda conseguir un acoplamiento perfecto (86 y 87).

Con el desarrollo de los sistemas de adhesión a dentina se han ido obteniendo mejores resultados.

Restauración del diente traumatizado con composite:

En ocasiones los composites se utilizan para hacer recubrimientos totales que son estéticos y resistentes. Deberían evitarse sobre todo en niños y adolescentes ya que la cámara pulpar es grande y los agentes irritantes del trauma junto con preparaciones extensas pueden dar una respuesta impredecible.

Se consiguen así restauraciones rápidas en los casos en los que no es viable la adhesión del fragmento, bien por su pérdida o por que sus restos no son útiles para tal fin. A la vez tienen una estética aceptable y relativa resistencia a la fractura y a la abrasión (88 y 89).

La adhesión a esmalte incluye el grabado ácido creando microporosidades en las que penetra la resina formándose así una unión única (90 y 91). La microfiltración y las discoloraciones son fruto de la contracción asociada a la polimerización (92).

Las reconstrucciones con composite se pueden llevar a cabo con materiales de microrelleno, macrorelleno e híbridos (93). Los materiales de microrelleno se usan para restaurar fracturas incisales cuando la relación maxilar-mandíbula es normal y cuando la estructura remanente del diente sirve para realizar movimientos de protrusión, lateralidades, etc. (94).

Cuando al analizar la oclusión se observa que la restauración va a soportar gran parte de la carga, se recomienda el uso de composites de macrorelleno o híbridos (95 y 96).

Veneers de cerámica:

Están indicadas en casos de fracturas de corona, trastornos del color, anomalías del desarrollo o restauraciones de premolares implantados en sectores anteriores a consecuencia de alguna avulsión (97 y 98). También se utilizan en ocasiones tras la adhesión al diente del fragmento fracturado. Algunos estudios han demostrado resistencia a la fractura en ocasiones mayor que el diente intacto siempre que la preparación no se haya extendido más allá del esmalte (99 y 100).

La adaptación marginal es buena, hay mínima retención de placa y la estabilidad a largo plazo del color y la anatomía son aceptables. Para ello se requiere buena cooperación entre el paciente, dentista y laboratorio para que tanto la función como la estética sean buenas (101 y 102).

2.2. BASES PARA LA RECONSTRUCCIÓN ESTÉTICA DE DIENTES ANTERIORES.

El anhelo compartido por igual por profesionales y pacientes de encontrar materiales dentales restauradores estéticos, prácticos y seguros no es nuevo en Odontología. Sin embargo, la demanda de técnicas y materiales para la restauración conservadora y estética de los dientes nunca ha sido tan intensa como en la actualidad.

Son muchos los factores responsables de este fenómeno (103). La técnica de grabado ácido y los composites permitieron conseguir restauraciones de permanencia y longevidad notablemente mayores que la de los silicatos. La polimerización por luz visible expansionó las aplicaciones de los composites, haciendo surgir un amplio abanico de técnicas conocidas generalmente como procedimientos de “adhesión estética”.

Para poder entender los logros y los anhelos de la adhesión, vamos a hablar de los fenómenos que sufren los materiales en su superficie y posteriormente de los materiales usados en la actualidad en “estética dental” (104).

2.2.1. FENÓMENOS DE SUPERFICIE

Todos los cuerpos presentan en su superficie una serie de características especiales que se conocen como “fenómenos de superficie”. Estos fenómenos: tensión superficial, humectancia, capilaridad, sinterización, absorción, adsorción y adhesión, son aprovechados por las distintas técnicas terapéuticas odontológicas (105 y 106).

2.2.1.1. TENSION SUPERFICIAL

La superficie de los cuerpos, sólidos o líquidos, presenta una característica especial denominada tensión superficial. Para conocer este fenómeno necesitamos conocer la estructura de la materia.

Todos los cuerpos, a una temperatura dada, tienen una tensión superficial concreta, que estará en relación directa con las fuerzas cohesivas entre sus átomos.

2.2.1.2. HUMECTANCIA

La humectancia es la propiedad que tiene un líquido de mojar un sólido. Esta propiedad se mide por el ángulo de contacto, que es el ángulo que forma la superficie del sólido con la tangente a la gota del líquido en el punto de contacto. Un ángulo de contacto pequeño implica que la gota se ha extendido sobre la superficie y por lo tanto la humectancia es elevada. Por el

contrario, un ángulo de contacto grande, implica que la gota del líquido no se extiende sobre la superficie y por lo tanto la humectabilidad o humectancia es muy baja.

Al poner en contacto un sólido con un líquido se va a producir un fenómeno llamado humectancia, que dependerá de las distintas tensiones superficiales.

El que cada gota de un líquido se comporte de manera distinta, es consecuencia de la relación existente entre la tensión superficial del líquido y la energía superficial del sólido. La tensión superficial del líquido hace que éste tienda a mantener una forma de gota redondeada, y la energía superficial del sólido atrae al líquido a su superficie, intentando extenderlo. En función de cual de estas fuerzas sea mayor, así será la humectancia. Para conseguir una buena humectabilidad será necesario un líquido de baja tensión superficial frente a un sólido de alta energía superficial. En caso contrario la humectancia será baja.

La humectancia es de gran importancia en distintos procesos, como son:

- Humectación de la cera por el agua del revestimiento en los colados.
- Humectación de los tejidos orales duros y blandos por agentes terapéuticos.
- Humectación del metal líquido sobre el metal sólido en las soldaduras.
- Humectación de partículas de aleación de plata por el mercurio.
- Humectación de la superficie adherente por el adhesivo en el uso de los adhesivos dentales.

2.2.1.3. CAPILARIDAD

La capilaridad es un fenómeno por el que un fluido penetra en el interior de un capilar en contacto con él. La capacidad de penetración es proporcional a la tensión superficial del líquido.

Este fenómeno es importante para que el adhesivo penetre en el interior de las microretenciones de la superficie a adherir.

2.2.1.4. SINTERIZACIÓN

Es el tratamiento térmico de un polvo o compacto a temperatura inferior a la de fusión del principal constituyente, con el propósito de aumentar su resistencia a través de la unión de partículas.

En nuestro caso tiene lugar durante la cocción de la porcelana, disminuyendo la porosidad y produciendo su contracción.

2.2.1.5. ABSORCIÓN

Es la propiedad que tienen algunas sustancias de permitir la penetración en su interior de otra sustancia o de energía.

2.2.1.6. ADSORCIÓN

Es el fenómeno por el cual un líquido o un sólido tiene la capacidad de concentrar partículas de otra sustancia en su superficie.

Las propiedades de absorción y adsorción, son función de la energía superficial de ambas sustancias y de la afinidad química de la una por la otra.

2.2.1.7. ADHERENCIA

La adherencia o adhesión es la propiedad de la materia por la que se unen dos superficies de sustancias iguales o diferentes cuando entran en contacto y se mantienen juntas por fuerzas intermoleculares (107 y 108).

Se pueden considerar dos tipos o mecanismos de adhesión: la química y la micromecánica.

La adhesión química se produce mediante uniones de valencia entre los átomos de la superficie adherente y el adhesivo. Estas uniones de valencia pueden ser primarias o secundarias. Las uniones de valencia primarias son las de tipo iónico covalente y metálico, pudiendo dar lugar a uniones muy resistentes. Las uniones de valencia secundarias se denominan genéricamente como fuerzas de Van der Waals, y están basadas en atracciones

electrostáticas entre dipolos. Son de mayor importancia entre los sistemas adhesivos actuales, aunque de mucha menor intensidad que las debidas a enlaces primarios. La adhesión micromecánica es debida a la perfecta adaptación entre las dos superficies retentivas a nivel microscópico.

2.2.1.7.1. CONDICIONES PARA LA ADHESIÓN

Para que se produzca una adhesión química, micromecánica o combinada, es necesario que las dos superficies a adherir estén lo suficientemente próximas como para que puedan actuar las fuerzas interatómicas y/o se produzca la retención a nivel microscópico. Sólo un líquido sobre un sólido puede cumplir esta condición de perfecta adaptación. Al líquido le llamamos adhesivo y al sólido adherente: sustrato (108).

También es necesario que el líquido humecte la superficie adherente, formando un ángulo de contacto pequeño, por lo que la superficie de contacto será mayor. Para esto es necesario que el adhesivo tenga una baja tensión superficial y el adherente una alta energía superficial.

En el caso del mecanismo micromecánico, es fundamental que el adhesivo entre por capilaridad en el interior de las retenciones microscópicas, lo cual tiene lugar gracias a la tensión superficial del mismo. Por eso la tensión superficial del adhesivo debe ser lo suficientemente alta como para que se produzca la capilaridad y lo suficientemente baja como para que se produzca la humectancia.

2.2.1.7.2. ESTUDIO DE LAS SUPERFICIES DENTALES

En Odontología tenemos que adherir materiales a las superficies dentarias y a otros materiales restauradores. Las características de estas superficies con respecto a la adhesión sobre ellas, son:

Esmalte:

El esmalte es un tejido muy calcificado, con un elevado porcentaje de materia inorgánica, lo cual hace que tenga una alta energía superficial. Pero la superficie intacta del esmalte es un

mal sustrato para la adhesión ya que está recubierto por una capa orgánica (placa bacteriana, etc.) de muy baja energía superficial.

Este hecho unido a la existencia de la capa aprismática en la superficie del esmalte, hace necesario eliminar la capa superficial del esmalte cuando queramos realizar una técnica adhesiva (109).

Por lo tanto, el esmalte es una superficie muy buena para adherir mediante un mecanismo micromecánico. También funcionarán en él los adhesivos que tengan unión química al calcio.

Dentina:

La dentina contiene un alto contenido orgánico, lo que le otorga una baja energía superficial. La acción de los ácidos fuertes la descalcifica de forma homogénea, sin crear retenciones microscópicas. La estructura tubular de la dentina puede servir de retención microscópica, pero la existencia del fluido dentinario en el interior de los túbulos evita la entrada en éstos de las sustancias hidrofóbicas. Todas estas condiciones hacen que sea la dentina una superficie poco apta para conseguir la adhesión sobre ella (110 y 111).

Es posible conseguir una discreta adhesión, empleando el mecanismo químico, mediante la unión del adhesivo al calcio o al colágeno de la dentina, y micromecánico, mediante el tratamiento del barrillo dentinario y el uso de adhesivos hidrofílicos. De todas maneras, la adhesión siempre será inferior que la del esmalte.

Cemento:

El cemento es la peor superficie dentaria para la adhesión. La baja tensión superficial y la imposibilidad de crear retenciones micromecánicas hacen que sólo podamos utilizar el mecanismo químico de unión al calcio, dificultado por la mala humectabilidad de esta superficie.

Resinas compuestas:

Las resinas compuestas tienen una tensión superficial moderada, ya que su estructura se basa en uniones covalentes, que son las más débiles de las uniones de valencia primarias. La posibilidad de crear retenciones microscópicas en su superficie son pocas. En ocasiones, es

necesario realizar técnicas adhesivas sobre este material tales como: restauraciones indirectas o reparaciones de resinas compuestas fracturadas o deterioradas en superficie (112).

El uso de silanos para producir una unión química podría ser útil ya que se unirían a las partículas de la resina compuesta de forma similar a la cerámica.

Ionómero de vidrio:

Los ionómeros de vidrio son materiales con una tensión superficial similar a la de las resinas compuestas.

Su estructura policristalina hace que el tratamiento con ácido de su superficie solubilice estos cristales de forma homogénea, creando microrretenciones.

La unión química con las resinas sólo podría tener lugar en los ionómeros de vidrio fotopolimerizables en los que existen radicales libres provenientes de la capa inhibida de la resina que llevan incorporada (113 y 114).

Porcelana:

La porcelana es un material con una elevada energía superficial. Su estructura permite que un ácido fuerte como el fluorhídrico y el sulfúrico, solubilizan la superficie creando retenciones microscópicas donde realizar una adhesión micromecánica (115).

Mediante el uso de silanos podemos conseguir también una adhesión química a las resinas. Por todo esto, la porcelana es una buena superficie para realizar técnicas adhesivas.

Metales:

Los metales tienen una alta energía superficial, pero al igual que la porcelana y el esmalte, cuando están en la cavidad oral se cubren de una película orgánica de baja energía superficial que dificulta la adhesión. Por eso es necesario tratarlos con una sustancia tensioactiva o un disolvente de tejido orgánico.

2.2.1.7.3. ESTUDIO DE LOS ADHESIVOS

1. Características que deben reunir los adhesivos (116 y 117).

-Tener una tensión superficial lo suficientemente baja como para que humecte la superficie a adherir y lo suficientemente alta como para que penetre en las microrretenciones por capilaridad.

-Tener en su composición grupos reactivos que reaccionen químicamente con el adherente, preferentemente por uniones primarias.

-Ser hidrofílicos para que no le interfiera el fluido de los túbulos dentinarios, en el caso de los adhesivos a dentina.

-Tener una mínima contracción de fraguado, para que no se rompan las uniones establecidas.

-Tener una buena resistencia para que las fuerzas oclusales y los cambios dimensionales térmicos no rompan las uniones establecidas.

-Tener un coeficiente de expansión térmica similar al de las estructuras dentarias para que los cambios dimensionales sean de la misma magnitud, creándose menos tensiones.

2. Clasificación de los adhesivos dentales.

Por su estructura química, las resinas se clasifican según dos características: que se asocien o no con glutaraldehído, y por su comportamiento frente al fluido dentinario, hidrofília-hidrofobia (108 y 110).

Denominamos resinas hidrofóbicas, a los adhesivos dentales que llevan en su composición, para adherir a dentina, una resina hidrofóbica. Resinas combinadas, a las que mezclan una hidrofóbica y una hidrofílica, y resinas hidrofílicas a las que llevan una o más resinas hidrofílicas, independientemente de que posteriormente se utilice una resina hidrofóbica para adherir al composite.

RESINAS	
Sin glutaraldehído	1. Hidrofóbicas 2. Combinadas 3. Hidrofílicas
Con glutaraldehído	1. Combinadas. 2. Hidrofílicas

3. Composición y polimerización de los adhesivos.

Es difícil elaborar una tabla con los diferentes adhesivos según su composición, la zona a tratar, su acción y el tipo de polimerización, ya que están constantemente apareciendo nuevos adhesivos en el mercado.

4. Unión del adhesivo con el material de obturación.

El fin de nuestras restauraciones adhesivas es unir la superficie adherente, estructura dentaria o material de restauración, al material de obturación. Dos sólidos no se pueden adherir directamente, necesitamos un líquido entre ellos para que se produzca el contacto. Para eso utilizamos los adhesivos. Por lo tanto realizamos adhesión a dos niveles, entre la superficie adherente y el adhesivo y entre éste y el material restaurador. A nivel adhesivo-material restaurador la unión es generalmente química.

Si el adhesivo es una resina, la unión es de tipo químico mediante unión covalente resina-resina, gracias a la capa inhibida que aporta radicales libres. Estudios recientes demuestran que existe una adhesión micromecánica entre la resina y la amalgama, siempre que éstas fraguen conjuntamente.

Si el adhesivo es un ionómero de vidrio, para que se produzca la adhesión entre él y la resina compuesta, es necesario crear una retención micromecánica mediante el grabado ácido del ionómero de vidrio y volver a colocar una resina. En los ionómeros de vidrio fotopolimerizables no es necesario hacer este tratamiento ya que al contener radicales libres, éstos se unen químicamente a la resina del composite.

5. Importancia de la adhesión.

La palabra adhesión es clave en la moderna odontología restauradora y protética. Esto es debido a la suma de una serie de factores (116 y 118).

-La adhesión es fundamental para la retención de las restauraciones estéticas, lo cual permite la mayor conservación de tejido dentario sano, tanto en obturaciones como en prótesis adhesiva, evitando retenciones mecánicas que condicionarán grandes pérdidas de tejido dentario sano.

-El sellado marginal conseguido mediante técnicas adhesivas es superior al conseguido sin adherir.

-La adhesión del material restaurador a la dentina conlleva una protección pulpar ya que evita la entrada de gérmenes y productos tóxicos al interior de los túbulos dentinarios, así como la salida de fluido dentinario de los mismos.

-El comportamiento mecánico de la restauración es mejor si está adherida que si no lo está, ya que las tensiones se transmiten mejor y se concentran menos.

6. Generaciones de sistemas adhesivos.

En el año 1955, Buonocuore, usando técnicas industriales postuló que los ácidos podían ser usados como tratamiento de superficies antes de la aplicación de resinas (119). Encontró que el grabado del esmalte con ácido ortofosfórico aumentaba la adhesión bajo el agua. En 1963 Buonocuore encontró las diferencias entre el esmalte y la dentina en cuanto a la adhesión, sobre todo refiriéndose a los intentos del Dr. Bowen de investigar sustancias que desplazaran el agua de la superficie de los dientes con la idea de que estas sustancias se pudieran usar como pretratamiento de la dentina y del esmalte (120).

A finales de los años sesenta Buonocuore sugirió que la formación de “cabos” de resina era la causa principal de la adhesión de la resina al esmalte grabado.

Con el paso del tiempo se ha variado la duración del procedimiento del grabado ácido así como la concentración del ácido ortofosfórico e incluso se han ido probando otros ácidos para el grabado del esmalte (121 y 122). En la actualidad se acepta el uso del ácido ortofosfórico a concentraciones entre el 30 y el 40% con una duración de 15 segundos.

Los primeros intentos de unión a la dentina dieron como resultado pobres fuerzas de unión. Esto no debería sorprendernos ya que mientras que el esmalte contiene pocas proteínas, la dentina es 17% colágeno en volumen. Este colágeno es inaccesible debido a los cristales de hidroxiapatita que le rodean (123 y 124). Los túbulos dentinales son los únicos poros disponibles para la microrretención. Pero estos túbulos contienen un fluido que puede ser un impedimento para la adhesión. El número de túbulos disponible para la adhesión varía según la localización y la profundidad de la dentina, de manera que cuanto más profunda esté la dentina, mayor número de túbulos expuestos que si estamos en una capa superficial. Otros factores como la edad del diente, la dirección de los túbulos y de los prismas de esmalte, la presencia de cemento y el tipo de dentina pueden afectar la adhesión.

La adhesión a dentina se complicó con la presencia del barrillo dentinario. El barrillo dentinario es la capa de “deshechos” orgánicos que permanece en la superficie de la dentina después de la preparación de la dentina para la restauración del diente. El barrillo dentinario bloquea los túbulos dentinarios y actúa como una barrera de difusión. Al principio se creyó que ésta era una ventaja ya que protegía la pulpa y disminuía la permeabilidad de la dentina. Para mejorar la adhesión a dentina se removió el barrillo dentinario no sin cierta controversia.

Algunos factores caracterizan los cambios de los sistemas de adhesión desde la “era” Buonocuore hasta la actualidad:

- El grabado del esmalte.
- El grabado y acondicionamiento de la dentina.
- El tratamiento del barrillo dentinario.
- Las distintas características actuales de manipulación.

La primera generación de adhesivos dentinarios:

En 1956, Buonocuore y sus colaboradores demostraron que el uso de ácido glicerofosfórico y resinas que contenían dimetacrilato podrían adherirse a dentina grabada. Se creía que esta adhesión se debía a la interacción de esta resina bifuncional con el calcio de la hidroxiapatita. Por supuesto, la inmersión en agua disminuía esta adhesión. Nueve años después Bowen lo intentó con N-fenilglicina y con glicidil metacrilato o NPG-GMA. NPG-GMA es una molécula bifuncional como agente de acoplamiento. Esto significa que un extremo de esta molécula se adhiere a la dentina mientras que el otro extremo se adhiere (polimeriza) con las resinas compuestas. Las fuerzas de adhesión de estos primeros sistemas eran sólo de 1-3 megapascales. Así que los resultados clínicos eran muy pobres.

Segunda generación:

Al final de la década de los años 70, con las mejoras en los agentes de unión a los composites, la adhesión a dentina mejoró.

Se introdujo la segunda generación de adhesivos dentinarios. La mayoría incorporaban ésteres de halofosforo con resinas sin carga como bisfenol A glicidil metacrilato, o Bis-GMA, o hidroxietil metacrilato, o HEMA.

El mecanismo por el cual esta segunda generación de sistemas se adhería a dentina, se postuló como una unión iónica al calcio por los grupos clorofosfato. Eran también uniones

débiles (sobre todo si ahora las comparamos con los adhesivos de las últimas generaciones) pero suponían una mejora sobre la primera generación.

La unión del calcio y el fosfato no era lo suficientemente fuerte como para resistir la hidrólisis como consecuencia de la inmersión en agua. Esta hidrólisis, como resultado bien de la exposición a la saliva o bien de la humedad propia de la dentina, podía producir el despegamiento del composite de la dentina y causar microfiltración.

Como en estos primeros sistemas no se grababa la dentina, gran parte de esta adhesión se debía al barrillo dentinario.

Como ya hemos mencionado en estos sistemas las fuerzas de adhesión seguían siendo muy débiles.

Tercera generación:

La tercera generación llega con los sistemas que modifican o remueven parcialmente el barrillo dentinario.

Este efecto se debe al pK del primer. El ácido abre parcialmente los túbulos y aumenta su permeabilidad. El ácido debe ser removido completamente antes de aplicar el primer. El primer contiene monómeros de resina hidrofílicos que incluyen hidroxietil trimelitato anhídrido, o 4-META, y bifenil dimetacrilato, o BPDm. El primer contiene un grupo hidrofílico que se infiltra en el barrillo dentinario modificándolo y promoviendo la adhesión a dentina, y así el grupo hidrofílico del primer crea una adhesión a la resina (125).

Después de la aplicación del primer se aplica una resina sin carga al esmalte y a la dentina. Esta tercera generación de sistemas de adhesión normalmente utiliza una resina hidrofílica como primer de dentina. Los primers de dentina deben ser 6% de fosfato penta-acrilato, o PENTA, 30% de HEMA, y el 64% restante es etanol. Después del grabado y de la aplicación del primer, el adhesivo (resina sin carga) se aplica sobre el esmalte y la dentina.

En la mayoría de los sistemas el fosfato modifica el barrillo dentinario suavizándolo, y tras la polimerización se forma una superficie dura. Entonces se aplica el adhesivo. Tras esto se aplica el adhesivo y la resina compuesta. La adhesión a dentina cubierta por barrillo dentinario no fue muy exitosa antes de los años 90 quizás porque las resinas no penetraban a través del barrillo dentinario y éste era muy débil.

Cuarta generación:

La completa remoción del barrillo dentinario se alcanza en la cuarta generación de sistemas de adhesión. Fusayama y sus colaboradores intentaron simplificar la adhesión a esmalte y dentina grabando la preparación con 40% de ácido ortofosfórico. Desafortunadamente no se vio que este procedimiento sobregrababa la dentina y se producía un colapso de las fibras de colágeno expuestas.

En 1982, Nakabayashi y sus colaboradores hablaban de la formación de una capa híbrida resultante de la polimerización del metacrilato y la dentina. La capa híbrida se define como “la estructura formada en los tejidos dentales duros (esmalte, dentina y cemento) por desmineralización de la superficie y subsuperficie seguida de la infiltración de monómeros y su consiguiente polimerización”.

El uso de la técnica de grabado total es una de las principales características de la cuarta generación de sistemas de adhesión (126 y 127). Esta técnica de grabado total permite el grabado de la dentina y el esmalte simultáneamente usando ácido ortofosfórico durante 15-20 segundos. La superficie debe dejarse “húmeda” (adhesión húmeda), para evitar el colapso del colágeno. La aplicación de una solución primer hidrofílica puede infiltrar el colágeno expuesto formando la capa híbrida. Desafortunadamente la dentina “húmeda” no está bien definida clínicamente y puede conducir a incorrectas adhesiones por estar muy húmeda o muy seca.

La formación de lazos o cabos de resina y ramas laterales de adhesión, completa los mecanismos de adhesión entre el material adhesivo y el sustrato dentinario. Los tejidos mineralizados de la dentina peritubular e intertubular son disueltos por la acción del ácido. La penetración inicial en superficie expone las fibras de colágeno. En esta área, a una profundidad de 2 a 4 micrometros, tiene lugar la hibridación y la resina sella firmemente los orificios tubulares.

Quinta generación:

Surge de la necesidad de simplificar el procedimiento clínico reduciendo los pasos y el tiempo de trabajo. Además surge la necesidad de prevenir el colapso del colágeno de la dentina desmineralizada. La quinta generación de sistemas adhesivos se desarrolló para conseguir sistemas más predecibles para los dentistas.

La quinta generación la forman dos sistemas de adhesión distintos:

-El sistema llamado “one bottle” (una botella).

-El sistema con un primer autograbante.

El sistema de una botella se consiguió para abreviar la técnica. Se combina el primer y el adhesivo en una única botella y se aplica inmediatamente después del grabado ácido del esmalte y dentina, grabado que se realiza simultáneamente en esmalte y dentina con ácido ortofosfórico a 35-37% durante 15-20 segundos. Estos sistemas de unión crean uniones mecánicas con la dentina grabada a través de los cabos de resina y de ramas o terminaciones laterales, y de la capa híbrida. Tienen altas fuerzas de adhesión tanto para el esmalte como para la dentina.

El sistema que contiene el primer autograbante fue desarrollado por Watanabe y Nakabayashi, y contiene una solución acuosa de 20% de fenil-P en 30% de HEMA para lograr adhesión a esmalte y dentina simultáneamente (128). La combinación de los pasos de grabado y primer reduce el tiempo de trabajo, elimina el lavado después de la aplicación del gel ácido y también elimina el riesgo del colapso del colágeno. Pero no hay que olvidar que este sistema tiene también desventajas. Por ejemplo, la solución debe ser refrescada continuamente debido a su formulación, y además es frecuente que quede una capa de barrillo dentinario entre la dentina y el material.

La efectividad de los sistemas de primer autograbantes es menos predecible que la de los sistemas de grabado (con gel de ácido ortofosfórico) del esmalte y la dentina. Toida vio que la remoción del barrillo dentinario con un paso independiente de grabado ácido antes de la adhesión nos permitía una unión más duradera y predecible (129).

Las fuerzas de unión obtenidas en pruebas de laboratorio no demostraron diferencias significativas entre el sistema de adhesión de una única botella y el del primer autograbante (127). Sin embargo con las pruebas de microfiltración se observó mejor sellado con el sistema de una sola botella que con el del primer autograbante.

Sexta generación:

Recientemente han aparecido diversos sistemas de adhesión que se han denominado como la sexta generación de materiales adhesivos. Estos sistemas se caracterizan por la posibilidad de obtener una buena adhesión tanto a esmalte y a dentina utilizando una única solución.

Estos materiales supondrían realmente un único paso de adhesión. Sin embargo, los primeros estudios realizados con estos materiales han demostrado una efectiva adhesión a dentina mientras que la unión a esmalte no ha sido tan buena. Esto se puede deber a que la sexta generación de adhesivos se compone de una solución ácida que debe ser enfriada continuamente y que tiene un pK que no es suficiente para grabar el esmalte (130).

Séptima generación de adhesivos:

Así como los materiales de unión de la 6ª generación dieron el salto de los sistemas previos multicomponentes hacia el más racional de un solo frasco fácil de usar, la 7ª generación, simplifica la multitud de materiales de la 6ª generación reduciéndolos a un sistema de un solo componente y un solo frasco (131). Tanto los adhesivos de la 6ª generación como los de la 7ª generación ofrecen el autograbado y el autoiniciado para los dentistas que buscan procedimientos perfeccionados, con baja reacción a variaciones en la técnica y poca o ninguna sensibilidad post-operatoria.

2.2.2. MATERIALES DE RECONSTRUCCIÓN

Analizamos a continuación la composición y los mecanismos de acción de los materiales empleados en restauraciones estéticas.

También incluimos una breve historia sobre su desarrollo, y haciendo especial hincapié en los composites y las cerámicas.

2.2.2.1. SILICATOS

El cemento de silicato, primer material restaurador dental translúcido fue introducido por Thomas Fletcher en Inglaterra en 1878 con la denominación de “cemento translúcido”. Los cambios de la fórmula original efectuados en Alemania en 1904 (por el químico Paul Steenbock y el odontólogo Hugo Ascher) consiguieron la aceptación mundial del material para restauraciones anteriores en los inicios del siglo XX. El sistema polvo-líquido estaba constituido por partículas de vidrio solubles en ácido y una solución líquida de ácido fosfórico al 35-50%. La mezcla de estos componentes obtenía un material con aspecto estético inicial

bueno. Además el elevado contenido en flúor del vidrio protegía frente a la caries. Los cementos de silicato también presentaban un coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dentaria. La expansión y la contracción similares ante la exposición a temperaturas extremas reducían la tensión en la interfase marginal entre los dientes y el silicato.

Entre los inconvenientes de los silicatos se encontraba el que la reacción química del polvo y el líquido producía una matriz que fraguaba en un cemento duro que incorporaba y aglutinaba todas las partículas de vidrio no reaccionadas.

La sensibilidad del material, tanto a la deshidratación como a la contaminación con humedad durante esta primera fase de fraguado, exigía la aplicación de una capa de protección.

Estos agentes sólo protegían parcialmente la superficie con el consiguiente aumento de solubilidad de la restauración fraguada, apareciendo así tinciones y opacidad así como la pérdida de material debida a la escasa resistencia al desgaste.

Además, la acidez de la porción líquida producía lesiones pulpares y necrosis ocasional de dientes tras la colocación de cementos de silicato sobre dentina recién tallada. Los silicatos ofrecían restauraciones altamente solubles y potencialmente irritantes, con una vida clínica corta.

2.2.2. RESINAS ACRÍLICAS

Desarrolladas en Alemania en los años treinta y generalizado ampliamente su uso tras la Segunda Guerra Mundial.

Las resinas acrílicas representaron un intento de conseguir restauraciones estéticas de vida clínica más prolongada que los silicatos. Estos sistemas, normalmente suministrados en forma de polvo-líquido, utilizan la molécula orgánica de metilmetacrilato, al igual que las resinas empleadas en las prótesis, coronas y puentes provisionales. El polvo (partículas de polímero de metilmetacrilato) y el líquido (monómero de metilmetacrilato e iniciadores químicos) reaccionan químicamente cuando se mezclan, polimerizando a temperatura ambiente.

Añadiendo pigmentos al polvo se puede imitar con bastante precisión el color del esmalte adyacente.

La elevada contracción de polimerización (7%) conduce a una mala adaptación marginal desde el momento de su colocación.

El elevado coeficiente de expansión térmica (comparado con el de la estructura dentaria) da lugar a excesiva microfiltración, lo que provoca caries secundarias y tinciones indeseables en los márgenes mal adaptados.

Su baja resistencia a la abrasión y la importante absorción de agua debilitaba el material y producía una mala estabilidad del color.

Las resinas acrílicas sólo demostraron una longevidad clínica ligeramente superior a la de los silicatos.

2.2.2.3. COMPOSITES

Los composites, introducidos en 1962, son el resultado del trabajo de Ray Bowen en el National Bureau of Standards (132 y 133). El término “composite” se refiere a la combinación de dos fases de componentes totalmente diferentes para la obtención del material final. Una fase está constituida por un polímero blando de una resina orgánica (bisfenolglicidilmetacrilato, bis-GMA).

Dispersa en esta matriz de resina se encuentra la segunda fase, constituida por partículas de una cerámica inorgánica (originalmente cuarzo). La fase de resina es de naturaleza continua y reactiva, mientras que la fase de relleno inorgánico es discontinua (interrumpida) e inerte (134 y 135).

La fase de resina del composite, por sí misma, tendría un comportamiento muy pobre como material restaurador. La resina es el eslabón más débil en el sistema de composite respecto a las propiedades físicas.

En general, cuando disminuye el componente de resina (orgánico) del composite y aumenta el de relleno (inorgánico), se reducen los problemas relativos a las propiedades de la resina.

Se dice que la resina remanente es reforzada por las partículas de relleno.

La adición de partículas de relleno inorgánicas permite conseguir un material con propiedades físicas sustancialmente mejoradas respecto a las de las resinas sin relleno (incluyendo las resinas acrílicas) y los silicatos.

La contracción de polimerización se reduce en el 75% y el coeficiente de expansión térmica en el 60% respecto a los valores de la resina sin relleno.

También se reduce la absorción de agua, al tiempo que aumentan las resistencias compresiva, tensora y a la fractura, la dureza y la rigidez.

En consecuencia, se observa clínicamente mejor adaptación marginal de la cavidad y disminución de la microfiltración, así como mejorías en la resistencia al desgaste y la estabilidad del color.

Las últimas innovaciones de composite pueden emplearse para la restauración de áreas sometidas a carga. Aunque los composites continúan presentando algunos de los problemas de los silicatos y resinas acrílicas, lo hacen en menor grado.

2.2.2.3.1. COMPONENTES

La resina original de Bowen, bis-GMA, se consigue combinando bisfenol-A con glicidilmetacrilato. Su estructura química comporta cualidades más favorables que las del metilmetacrilato (132).

El tamaño molecular mayor aumenta la rigidez y la resistencia compresiva, y reduce la contracción de polimerización y la absorción de agua.

Combinado con un diluyente (por ejemplo, trietilenglicol dimetacrilato, TEG-DMA) para controlar su alta viscosidad, el bis-GMA tiene unas características que lo hacen apropiado como material restaurador directo. El bis-GMA y una nueva resina de viscosidad menor introducida por Foster y Walker en 1974 (uretanodimetacrilato, UDMA) constituyen la matriz de resina de los composites que se emplean actualmente.

Rellenos y clasificación.

El componente de relleno inorgánico del composite es el responsable de sus mejores propiedades físicas en comparación con las de los silicatos y acrílicos sin relleno tradicionales. Compuestos por cuarzo, sílice o vidrio, los rellenos de composite tienden a ser duros, inertes y similares a la estructura dentaria con respecto a la translucidez e índice de refracción.

Muchas propiedades físicas (sobre todo la resistencia a la fractura y al desgaste, y contracción de polimerización) mejoran cuando se aumenta la cantidad de relleno del composite.

Es importante conocer el contenido en relleno o “carga”, que puede representarse como porcentaje en peso o en volumen.

Es importante el tamaño de las partículas de relleno, así como, la capacidad de pulido y la resistencia al desgaste que aumentan cuando disminuye el tamaño de las partículas.

Puesto que los composites que difieren en el tamaño de las partículas de relleno muestran también un comportamiento clínico diferente, los composites se clasifican basándose en el tipo de relleno: con macrorelleno, con microrelleno e híbridos (136).

Composites con macrorelleno: convencionales, tradicionales, de partícula grande y de partícula pequeña.

Los primeros composites fueron de macrorelleno y emplearon rellenos de cuarzo.

La radiolucidez del cuarzo hacía que la detección radiológica de caries secundaria bajo estas restauraciones fuera difícil, si no imposible.

El tamaño medio de las partículas de relleno era de 15-30 μm . Estos tamaños grandes permitían una carga por peso de relleno inorgánico del 75-80%.

Obtener superficies lisas en estos materiales era difícil, ya que los procedimientos de pulido ponían al descubierto porciones de las partículas grandes e irregulares al eliminar selectivamente la resina adyacente más blanda.

El desgaste clínico continuado de la matriz de resina conducía a una exposición cada vez mayor y el arrancamiento de las partículas de relleno de la superficie aumentaba la rugosidad con el tiempo.

La diferencia entre los coeficientes de expansión térmica de la matriz de resina y del relleno contribuía también al aflojamiento de las partículas de relleno de la superficie cuando eran sometidas a cambios térmicos.

Las superficies rugosas facilitan la tinción y el acúmulo de placa, comprometiendo la estética de las restauraciones y convirtiéndolas en una fuente de irritación para la encía adyacente.

Estos materiales exhibían también baja resistencia a la abrasión, lo que conducía a pérdida de contorno en las restauraciones sometidas a cargas funcionales. Por todo ello, los macrorrellenos debían reemplazarse con frecuencia (137 y 138).

Los macrorrellenos más recientes presentan partículas con tamaños de 1 a 5 μm , con valores similares de carga inorgánica.

Los rellenos más blandos y de menor tamaño (cristales de bario y estroncio) permiten mejorar el pulido con menor riesgo de rugosidad y tinciones. Estos nuevos vidrios de relleno aportan además la ventaja definitiva de la radiopacidad.

Todos los macrorrellenos que se fabrican actualmente son de partícula pequeña.

Composites con microrrelleno.

Desarrollados a finales de los años setenta, los microrrellenos fueron diseñados para obviar los frecuentes problemas de pulido que presentaban los composites de macrorrelleno.

Los microrrellenos contienen como relleno inorgánico partículas de sílice submicrónicas (0.04 μm) en lugar de cuarzo o cristales. Estas diminutas partículas permiten pulir la superficie hasta conseguir una textura parecida a la del esmalte.

La ceniza de sílice (sílice pirolítico) empleada en los microrrellenos se utiliza en la industria como agente espesante de pinturas y cosméticos.

La incorporación de una pequeña cantidad de microrrelleno al líquido aumenta de forma impresionante su viscosidad, debido a la elevada área de superficie del microrrelleno. Por ello, para que las características de manipulación sean apropiadas sólo se permiten grados bajos de carga (<35% de peso) al mezclar directamente la resina con el microrrelleno. En consecuencia, las propiedades físicas y de comportamiento clínico de estos materiales (microrrellenos homogéneos) han sido decepcionantes (138).

Los microrrellenos que se emplean actualmente son de tipo heterogéneo y se fabrican de modo que aumente la carga de relleno.

El primer método de fabricación recurre al mezclado del microrrelleno y la resina bajo calor (para aumentar la capacidad de la resina de aceptar relleno), polimerizando o fraccionándola en partículas de 1-200 μm de tamaño. Estas partículas prepolimerizadas trituradas se añaden a continuación a una resina no polimerizada similar.

El segundo método emplea el sinterizado para aglomerar (combinar) el microrrelleno en pequeñas bolas (0.07-0.2 μm) o complejos mayores (3.0-5.0 μm), que posteriormente se añaden a la resina no polimerizada.

Los composites con microrrelleno que se fabrican actualmente recurren a uno de estos dos métodos o a ambos para conseguir que los productos finales tengan una carga de relleno en peso ligeramente superior al 50%.

Aunque la calidad final de los microrrellenos supera ampliamente a la de los macrorrellenos, su mayor contenido en resina comporta propiedades físicas menos favorables. En concreto, los microrrellenos muestran coeficientes de expansión térmica, contracción de polimerización y absorción de agua mayores, y resistencia menor que la de sus homólogos macrorrellenos.

Composites híbridos.

Los híbridos combinan las ventajas de los macrorrellenos con las de los microrrellenos y como grupo representa hasta el momento actual el material restaurador estético directo que más se aproxima al material “multiusos”.

En general, los híbridos pueden describirse como composites de macrorrelleno de partícula pequeña (0.6-5.0 μm) con microrrelleno de 0.04 μm incorporado a una matriz de resina.

El microrrelleno refuerza la matriz de resina y, teóricamente, aumenta la capacidad de soporte de carga de la resina y reduce la propagación de microfisuras.

La matriz con microrrelleno presenta, además un coeficiente de expansión térmica más compatible con el de las partículas de macrorrelleno, reduciendo el aflojamiento de las partículas durante los cambios térmicos.

La carga de relleno hasta del 80% en peso aporta propiedades físicas similares a las de los macrorrellenos. La mezcla de microrrelleno en la matriz permite obtener y mantener una superficie lisa.

En los sistemas más modernos, la incorporación de bolitas de microrrelleno aglomeradas de 0.1 μm en combinación con microrrelleno de 0.04 μm y macrorrelleno de partícula pequeña, permite mejorar aún más el refuerzo y el endurecimiento de la matriz de resina, gracias al aumento de la carga de relleno.

Los composites híbridos poseen propiedades físicas superiores y muestran un comportamiento clínico mejor que el de los macrorrellenos y que los microrrellenos, a excepción de la capacidad de pulido.

La categoría de los composites híbridos puede subdividirse en función del tamaño de macrorrelleno empleado. Los híbridos “submicrónicos” contienen macrorrellenos con partículas de tamaño medio inferior a $1.0\ \mu\text{m}$ (normalmente entre 0.6 y $0.7\ \mu\text{m}$), mientras que los híbridos de partícula pequeña contienen partícula de un tamaño medio de $1-5\ \mu\text{m}$.

La combinación de las partículas submicrónicas (fabricadas con los nuevos cristales más blandos) con el microrrelleno de $0.04\ \mu\text{m}$ y el aglomerado permite conseguir un mayor porcentaje de carga y mejor capacidad de pulido.

Así mismo, los sistemas de pulido actuales disponen de puntas, discos y pastas abrasivas específicamente ideadas para conseguir una superficie óptima en los híbridos. De esta forma, el pulido de los híbridos submicrónicos se aproxima mucho al de los microrrellenos, haciendo de ellos el material de elección para una restauración de composite aislada con un propósito general (139).

El grupo de híbridos “fuertemente cargado”, posee la carga de relleno más elevada (superior al 80%) obtenida hasta ahora en un composite.

Estos materiales se fabrican con una distribución específica del tamaño de las partículas de relleno, lo que permite conseguir un estrecho empaquetamiento, reduciendo al mínimo la cantidad de resina reforzada con microrrelleno que queda entre las partículas.

Este método de producción aumenta la rigidez y la resistencia a la fractura del producto final. Aunque son muy duraderos y apropiados para áreas de soporte de carga, el tamaño de las partículas de relleno (que llega a ser de $10-25\ \mu\text{m}$) hace que este tipo de híbridos presente una capacidad de pulido menor que la de los híbridos de partícula pequeña y los submicrónicos. Por ello están indicados sobre todo en áreas posteriores con contacto oclusal o proximal y como capa de refuerzo lingual o como muñón (por debajo de composites submicrónicos o de microrrelleno) en restauraciones anteriores de gran tamaño.

Los composites introducidos más recientemente se caracterizan por conseguir un mayor control sobre la distribución del tamaño de la partícula de relleno. Estos materiales presentan unos tamaños medios de partícula inferiores a $1.0\ \mu\text{m}$, con tamaños máximos de $2.0-4.0\ \mu\text{m}$, dependiendo de la marca comercial.

Sin embargo, los primeros híbridos submicrónicos presentan típicamente una distribución bimodal de los tamaños de las partículas, con lo que los tamaños tienden a agruparse alrededor de dos valores (generalmente 1.0 y 0.05 μm).

Los materiales más recientes se consiguen con mejores técnicas de trituración y en ellos la distribución del tamaño de las partículas es más continua y permiten un empaquetamiento más intenso y mayor número de partículas de relleno por unidad de volumen de material.

Sistemas iniciadores.

Los acrilatos del tipo bis-GMA polimerizan por adición. Cada molécula de monómero de bis-GMA contiene un enlace doble de carbono insaturado. Cuando esta unión se interrumpe, el electrón libre resultante hace que la molécula se vuelva muy reactiva y genera un enlace doble con una molécula vecina, dejando otro electrón reactivo libre en el extremo de la cadena bimolecular recién formada. La reacción en cadena continúa, uniendo y enlazando entre sí las moléculas de resina hasta que polimeriza la mayor parte del monómero.

Para iniciar la reacción, es decir, para romper inicialmente el doble enlace del monómero, los composites emplean iniciadores químicos. Los iniciadores, una vez activados, se convierten en radicales libres, compuestos que disponen de un electrón altamente reactivo no pareado pero que desde el punto de vista eléctrico son neutros. El radical libre reacciona con el doble enlace de carbono del monómero, se une a la molécula y transfiere el electrón libre, iniciando la reacción descrita (140 y 141).

La activación del iniciador para producir radicales libres puede conseguirse por calor, reacción química o reacción fotoquímica. Debido a que los composites de aplicación directa tienen que polimerizar a temperatura ambiente, sólo se emplean las dos últimas modalidades de activación, con lo que los composites pueden clasificarse según el modo de activación: activados químicamente (conocidos generalmente como autopolimerizables) y fotoactivados (fotopolimerizables). Las resinas fotopolimerizables pueden clasificarse, además, según la longitud de onda de la luz que se emplea para la activación: ultravioleta (UV) o luz visible (140).

Es importante señalar que la iniciación y polimerización de los composites se ve inhibida por la exposición del material al aire, tanto para los sistemas autopolimerizables como para los fotopolimerizables. Esta “capa inhibida por aire” se presenta sólo en la superficie externa

de la resina y es rica en enlaces dobles que no han reaccionado, lo que permite aplicar los composites en múltiples capas, ya que puede conseguirse una buena adhesión química entre las capas gracias a esta capa inhibida por aire. La colocación en capas facilita el control de los contornos en las restauraciones grandes y es de importancia básica en los materiales fotopolimerizables, como comento más adelante. La resina no polimerizada de la superficie de la capa final se elimina por los procedimientos normales de terminado y pulido.

Activación química.

La activación química fue el modo que empleó Bowen en su primer composite y continúa usándose en algunos productos en la actualidad. Los sistemas autopolimerizables suelen presentarse en forma de dos pastas, conocidas como base y catalizador. La base contiene un iniciador (peróxido de benzoílo) y el catalizador una activador (amina terciaria aromática). Al mezclar las dos pastas, la amina, actuando como donante de electrones, reacciona con el peróxido de benzoílo y forman un radical libre.

El composite autopolimerizable en dos pastas reemplazó a los silicatos y a los acrílicos como material estético de restauración principal. Estos composites, a su vez, han sido sustituidos en su mayor parte por los sistemas fotopolimerizables. Los composites autopolimerizables continúan siendo útiles para situaciones especiales, como la construcción de muñones, en que se requiere volumen y puede ser difícil el acceso de la luz de polimerización a todas las áreas de la preparación. La aplicación en capas que requieren las resinas fotopolimerizables puede ser poco práctica en estas situaciones. Se ha propuesto un uso combinado de composites fotopolimerizables y autopolimerizables en la restauración de cavidades de clase II mediante la técnica de contracción de polimerización dirigida. Los composites autopolimerizables continúan empleándose de manera rutinaria en algunos sectores de la Odontología.

Activación por luz ultravioleta.

El primer composite fotopolimerizable fue descrito por Buonocuore en 1970. Contenía un fotoiniciador (benzoinmetiléter), que reaccionaba con luz UV con una longitud de onda de 365 nm. La reacción convertía el benzoinmetiléter en radicales libres sin necesidad de iniciadores químicos.

Los sistemas activados por la luz ultravioleta permitían un tiempo de trabajo ilimitado en comparación con el de los materiales autopolimerizables. Las unidades de polimerización de luz requerían un período de calentamiento de varios minutos, disminuía su rendimiento con el tiempo y no se podía controlar su eficacia visualmente.

Incluso con una eficiencia del 100%, el fraguado de una capa de sólo 1.5mm de profundidad requería un mínimo de 60 segundos de exposición, lo que obligaba a colocar y fraguar el material en capas de 1.5mm para asegurar la polimerización completa de todo el volumen en las restauraciones medias y grandes. La luz UV tiene, además una capacidad limitada de penetrar en el esmalte (142 y 143).

Activación por luz visible:

Los fotoiniciadores constituidos por diquetonas (como la canforoquinona) producen radicales libres cuando se exponen a la luz visible de espectro azul (420-450nm). Aunque estas sustancias pueden fraguar toda la resina, se añaden siempre pequeñas cantidades (en comparación con las que se añaden en las resinas autopolimerizables) de aminas terciarias para acelerar la reacción inicial y disminuir de modo notable el tiempo de fraguado (144 y 145).

Los sistemas activados por luz visible consiguieron solucionar muchos de los problemas inherentes a los sistemas activados por luz UV. La profundidad de fraguado es mayor (hasta 3mm) y se requiere menos tiempo de exposición (se recomienda un mínimo de 30-40 segundos por capa).

Aunque el esmalte atenúa significativamente la luz visible, ésta permite polimerizar composite en zonas retentivas de la preparación.

Las unidades no requieren calentamiento y las lámparas halógenas empleadas en las unidades de luz visible mantienen su eficacia de forma mucho más constante que las fuentes de luz UV.

Las unidades de fraguado por luz visible se consideran menos peligrosas que las unidades UV. Sin embargo, deben tomarse precauciones para evitar lesiones en la retina debidas a la luz visible directa o reflejada.

La exposición a luz azul intensa puede producir lesiones importantes en los fotorreceptores del ojo y su efecto es acumulativo.

Efectos del sistema de iniciación sobre las propiedades físicas.

Aunque el resultado final de todos los sistemas iniciadores es la conversión de un monómero en un polímero, la cantidad de conversión, varía según el tipo de iniciación empleada.

Un aumento del índice de conversión conlleva la disminución del monómero residual no fraguado y mejora, en consecuencia, las propiedades físicas.

De todos los sistemas de activación, la activación química es la de polimerización más incompleta. En composites autopolimerizables, el porcentaje de enlaces dobles no reaccionados es del 25-70% y el mezclado mecánico de las dos pastas consigue grados variables e inconstantes de homogeneidad en la resina final.

La inhibición de la polimerización por oxígeno, debido a la incorporación de aire durante el mezclado, reduce también los índices de conversión de forma significativa. Estos factores son los responsables de los altos grados de absorción de agua y contracción de la polimerización, mal coeficiente de expansión térmica y baja resistencia a la fractura de estos composites. Las consecuencias clínicas son la alteración del color y la fractura marginal, así como la disminución de la resistencia al desgaste en comparación con otras resinas de polimerización más completa.

La fotoactivación, en concreto la que emplea luz visible, consigue índices de conversión elevados en los composites.

Existen en el mercado diferentes tipos de emisores de luz:

1. Lámparas halógenas QTH (lámparas halógenas de cuarzo-tungsteno). Su longitud de onda de emisión va de 400-600nm. Con ellas fraguan la mayoría de las resinas compuestas. Su limitada duración y necesidad de dotarlas de gran potencia propicia el aumento del tiempo de exposición generando importantes incrementos de temperatura que han de ser compensados con la incorporación de ventiladores.
2. Lámparas de plasma. La necesidad de usar filtros reduce la amplitud de onda de las lámparas de plasma a un espectro situado entre 450-500 nm dejando fuera a algunos composites con canforquinonas activadas con espectros diferentes. Trabajan con altas densidades lumínicas a expensas de generar calor, produciendo por tanto una rápida polimerización.

3. Las lámparas por emisión de láser de Argón funcionan con una longitud de onda fija (476 nm). Ocurre, por tanto, igual que con las de plasma, que algunos composites no polimerizan o lo hacen a expensas de una reacción en cadena y no de manera homogénea. Como la intensidad es elevada, el fraguado, cuando ocurre, es tan rápido que las moléculas tienen dificultades para organizarse espacialmente conformando enlaces estables.
4. Las lámparas de emisión de diodos (LED), con una longitud de onda entre 440-490, obvian la necesidad de filtros y con una potencia obtenida a expensas no del calentamiento de filamentos, sino por efectos mecánicos, hacen necesaria, hacen innecesaria la existencia de ventiladores dada la nula generación de calor. En este sentido alargan la vida del mecanismo, conceptualmente podríamos catalogarlas de “eternas”. También lógicamente hacen desaparecer el ruido de los ventiladores y facilitan la limpieza, el mantenimiento y el bajo consumo de energía (pueden abastecerse a través de baterías), así como la ergonomía (carecen de cables).

La mayor eficiencia de los sistemas fotopolimerizables permite obtener materiales con propiedades físicas superiores a las de sus homólogos autopolimerizables (146 y 147). Sin embargo, puede producirse una polimerización incompleta cuando no se controlan y consideran varios factores que afectan la fotoactivación:

1. Rendimiento de la unidad de polimerización.

En un principio se pensó que las unidades de luz visible no sufrían la disminución gradual e indetectable de intensidad que se había advertido en sus predecesoras de UV. Sin embargo, el rendimiento de estas unidades puede disminuir con el tiempo debido al envejecimiento de las bombillas halógenas, dando lugar a una polimerización, sobre todo en la parte más profunda de la capa que se esté polimerizando. La superficie reflectora de la bombilla se oscurece con el uso, reduciendo la intensidad de la luz emitida.

El doblado excesivo del cable de fibra óptica puede comportar la rotura de fibras individuales, con la consiguiente disminución de la intensidad de rendimiento. Los radiomedidores que miden la cantidad de luz azul emitida por la unidad de polimerización son muy útiles para evaluar la pérdida de rendimiento.

2. Tiempo de fraguado.

El composite debe exponerse a la luz de polimerización durante un mínimo de 30-40 segundos para conseguir una polimerización óptima. Tiempos de fraguado prolongados no han demostrado afectar de forma adversa la resina o la estructura dentaria, con lo que no hay peligro de sobrefraguar un composite. Sin embargo, la reacción de polimerización continúa después de la exposición a la luz, por lo que los composites no consiguen la dureza máxima hasta más de 24 horas después de iniciar la polimerización.

Teniendo en cuenta que la dureza de la superficie aumenta exponencialmente durante el período inmediatamente posterior a la exposición a la luz de polimerización, se recomienda esperar unos 10 minutos tras el último ciclo de polimerización antes de terminar el composite.

3. Distancia entre la fuente de luz y el composite.

La intensidad de la luz que alcanza la superficie disminuye en función del cuadrado de la distancia a la superficie. La punta de la unidad de polimerización debe colocarse lo más cerca posible (1 mm) del composite para conseguir la eficiencia óptima del fraguado. Cuando la distancia entre la luz y la resina aumenta, habrá que incrementar exponencialmente el tiempo de polimerización.

4. Grosor incrementado del composite.

La dureza del composite fraguado disminuye cuanto mayor es la distancia a la superficie del composite. Por tanto, se recomienda realizar las restauraciones en capas de polimerización individual de 1 mm de grosor (y que no superen los 2mm) para asegurar una polimerización completa.

5. Color del composite.

La luz se transmite más fácilmente por las resinas de colores claros que por las de colores oscuros. Por tanto, cuando se emplean colores oscuros hay que reducir el grosor de las capas y aumentar el tiempo de polimerización.

6. Tipo de relleno.

Las partículas de relleno de cristal transmiten más la luz (y la absorben menos) que los microrrellenos y las matrices de resina orgánica. Así, una cantidad de luz determinada fraguará de modo más completo un macrorrelleno o un híbrido fuertemente cargado que un composite de microrrelleno.

7. Zonas retentivas del diente.

La luz azul penetra tanto en el esmalte como en la dentina, pero con intensidad notablemente reducida. El tiempo de fraguado debe aumentarse de 2 a 3 veces para asegurar la adecuada polimerización de las áreas de la preparación que no pueden recibir exposición directa de la luz. La activación por calor es la que comporta mayor índice de conversión y, en consecuencia, mejores propiedades físicas de la resina, entre todos los métodos de activación. Los composites fraguados por calor, aunque no son prácticos para las técnicas de colocación directa, se emplean en una gran variedad de aplicaciones mediante técnicas de fabricación indirectas.

Nueva nomenclatura para la polimerización de composites.

Según Albers, (148) hay que introducir una nueva nomenclatura necesaria para poder aplicar correctamente la polimerización lumínica y conocer las particularidades de reacción de los composites.

1. Requisitos del espectro (SR = Spectral Requirements): corresponde a la longitud de onda (expresada en nm) que se necesita para activar el fotoiniciador y producir los radicales libres necesarios para la polimerización.

2. Emisión del espectro (SE = Spectral Emisión): se refiere a la anchura de la banda de emisión de la longitud de onda (expresada en nm) de esa lámpara en concreto. Este dato debe estar en consonancia con la SR y debe señalarse en la lámpara y en las instrucciones.

3. Densidad de la potencia (PD = Power Density): término que señala la potencia total de la lámpara dentro de una longitud de onda determinada. Viene expresado en nW/cm^2 y es importante para valorar la distancia aproximada a la restauración. Debe señalarse en la lámpara.

4. Densidad energética (ED = Energy Density): es el resultado de la multiplicación de la PD por el tiempo de exposición. Nos relaciona la energía emitida por superficie con relación al tiempo. Cuando se aplica a un composite determinado se le llama identificación energética o energy signature (ES), ya que no todos los composites son iguales.

5. Secuencia de aplicación (EAS = Energy Application Sequence): corresponde al protocolo de polimerización que aprovecha al máximo el potencial químico del composite. Los valores a emplear pueden variar, dependiendo de la PD, la secuencia concreta y tiempo de exposición.

2.2.2.3.2. OTROS COMPONENTES.

1. Agentes de unión.

Las propiedades de los composites mejoran de forma notable cuando aumenta la afinidad del relleno por la matriz de resina.

La adhesión entre la resina y el relleno facilita la transferencia de cargas entre estos componentes y ofrece resistencia a la pérdida de relleno de la superficie de la restauración. Así, los agentes aglutinantes son el resultado de los esfuerzos realizados para adherir el relleno a la resina. En los composites dentales y en las restauraciones de cerámicas adheridas con resina indirectas se usan habitualmente los silanos (moléculas orgánicas bipolares).

Las superficies de cristal, incluyendo las que se utilizan en los rellenos inorgánicos, captan con facilidad una capa de agua cuando son expuestas a la atmósfera. Los silanos son moléculas bifuncionales compuestas por un grupo de silicona hidrolizable en un extremo y un grupo organofuncional (generalmente metacrilo) en el otro. Una vez hidrolizado, el grupo silicona en teoría se une de forma iónica al agua en la superficie del cristal, dejando que el extremo orgánico libre se una covalentemente a la matriz de resina.

2. Diluyentes.

La elevada viscosidad del bis-GMA requiere la adición de monómeros orgánicos de viscosidad menor para facilitar las características clínicas de manipulación de los composites.

3. Inhibidores.

Para aumentar la vida activa de los composites se añaden pequeñas cantidades de compuestos que inhiben la polimerización.

2.2.2.4. IONÓMEROS DE VIDRIO

Los ionómeros de vidrio son similares a los silicatos, ya que también están formados por la reacción de cristales que liberan flúor con una solución ácida, pero difieren de ellos en el comportamiento y la versatilidad clínica, así como en sus características químicas y de manipulación de los sistemas basados en resinas. Si bien inicialmente fueron comercializados como material de restauración directa en lesiones de abrasión y erosión cervicales, los ionómeros de vidrio se emplean en la actualidad en gran variedad de aplicaciones restauradoras. Se clasifican como cementos dentales, de ahí el uso frecuente del término “cemento de ionómero de vidrio” en referencia a todas las variantes del material.

2.2.2.4.1. COMPOSICIÓN DE LOS IONÓMEROS DE VIDRIO PARA RESTAURACIÓN:

El ionómero de vidrio, introducido en 1974 por Wilson y Kent, combina componentes de los silicatos con poliacrilato de zinc, aprovechando las características más favorables de cada compuesto (149). Por lo general es de naturaleza autopolimerizable y se presenta en forma polvo y líquido. El componente líquido, que originariamente estaba constituido por una solución acuosa de ácido poliacrílico, en la actualidad está constituido por copolímeros acrílicos/maleicos, que presentan mayor estabilidad. Estos poliácidos de alto peso molecular se han demostrado biológicamente compatibles y mucho menos irritantes para la pulpa que el ácido fosfórico que se utilizaba en los silicatos. Se añade también ácido tartárico para reducir el tiempo de fraguado, cuya duración sería, de otra forma, un obstáculo insalvable.

El polvo del ionómero de vidrio está constituido por cristales de aluminosilicato finamente triturados con un porcentaje en peso de flúor de aproximadamente el 20%. El tamaño medio de la partícula en estos ionómeros destinados a restauración es de 40µm. El flúor incorporado en los cristales mejora las características de trabajo de la mezcla polvo-líquido y aumenta la

resistencia del cemento fraguado. Asimismo, la liberación de flúor que se produce por intercambio iónico en las restauraciones de ionómero de vidrio ofrece un tratamiento profiláctico de la caries.

El ionómero de vidrio para restauración contiene cristales claros que confieren translucidez al material fraguado. Estos cristales suelen presentar proporciones elevadas de sílice/alúmina, lo que hace que la reacción de fraguado sea lenta.

2.2.2.4.2. MECANISMO DE ADHESIÓN

La adhesión a la estructura dentaria se considera la propiedad más importante del ionómero de vidrio destinado a restauración, ya que reduce la necesidad de incorporar retenciones mecánicas en las áreas con bajo soporte de carga. Aunque se considera de forma generalizada que esta adhesión es de naturaleza química, el mecanismo exacto todavía no se ha dilucidado (150).

La primera explicación argumentaba que durante la fase de gelación de fraguado se producía una quelación con los iones de calcio del esmalte y de la dentina filtrados por el poliácido. El proceso probablemente involucra un intercambio iónico más complejo, con movilización de calcio y fosfato de la hidroxiapatita. También se ha propuesto, aunque no comprobado, la posibilidad de que se produzcan enlaces de hidrógeno con el colágeno.

Se recomienda acondicionar la superficie tallada de la dentina con un ácido suave para eliminar el barrillo dentinario y mejorar la adhesión del ionómero de vidrio a la dentina. El uso inicial del ácido cítrico para este propósito dio paso al de soluciones acuosas del polímero ácido poliacrílico. El ácido poliacrílico es químicamente compatible con los sistemas de ionómero de vidrio, no es irritante y es efectivo en la eliminación de restos de barrillo de la dentina en 10-15 segundos. Los resultados de las investigaciones varían ampliamente respecto al aumento, si existe alguno, de la resistencia de la unión del ionómero de vidrio a la dentina acondicionada. Sin embargo, como el barrillo dentinario muestra una adhesión a la dentina altamente variable, su eliminación y la exposición del sustrato dentinario con ácido poliacrílico consigue mediciones de la resistencia de la unión del ionómero de vidrio más coherentes. Se recomiendan concentraciones más bajas de ácido poliacrílico (por ejemplo, 10% en lugar del 40%), ya que eliminan sólo parcialmente el barrillo dentinario, dejando los

túbulos dentinarios taponados. Estos tapones eliminan una vía directa (a través de los túbulos) a la pulpa, previniendo el acceso de bacterias y otros irritantes potenciales.

La naturaleza acuosa de la reacción de fraguado del ionómero de vidrio requiere una superficie dentinaria ligeramente húmeda para conseguir una humectancia y adhesión óptimas. Por tanto, está contraindicado secar la superficie dentinaria inmediatamente antes de colocar el ionómero de vidrio. La superficie debe presentar una humedad adecuada, mostrando brillo, pero no acumulación en los ángulos de la línea.

2.2.2.4.3. PROPIEDADES FÍSICAS

Los ionómeros de vidrio para restauración, aunque no son muy apropiados para áreas de soporte de carga, se comportan bien en áreas cervicales (especialmente por caries radiculares) debido a su estabilidad dimensional (buena integridad marginal), adhesión a la estructura dentaria (microfiltración baja) y liberación de flúor (profilaxis de caries secundarias).

2.2.2.5. SISTEMAS CERÁMICOS

La palabra cerámica deriva del término griego “keramos”, que significa arcilla o vasija. Se cree que está relacionada con un término sánscrito que significaba “tierra quemada”, ya que los componentes básicos eran la arcilla y el calor con el que luego se cocían las vasijas modeladas (151).

Las cerámicas son materiales inorgánicos no metálicos. El término “cerámica” se aplica a una gran variedad de materiales, incluyendo óxidos de metal, boruros, carburos, nitruros y mezclas complejas de estos materiales. Las cerámicas tienen una estructura cristalina periódica y pueden presentar enlaces iónicos o covalentes. Las cerámicas pueden clasificarse de forma general según su composición, y se definen como cerámicas tradicionales y cerámicas de ingeniería avanzada.

Las cerámicas tradicionales utilizan típicamente la arcilla como componente principal, junto con óxidos metálicos tales como alúmina (Al_2O_3), feldespato ($\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$), potasa (K_2O) y sosa (Na_2O). Las cerámicas tradicionales incluyen las tejas y ladrillos para

construcción, la loza, las porcelanas artísticas y para servicio de mesa, los sanitarios, etc (152).

Las cerámicas avanzadas utilizadas en electrónica, máquinas de automoción y otras áreas pueden estar compuestas o no de óxidos. Los aparatos electrónicos a menudo tienen como material de base el nitruro de aluminio o el nitruro bórico. El carburo de silicio se utiliza como semiconductor cerámico y también en unos espejos especiales que se usan en aplicaciones espaciales. Algunos láseres se basan en cristales cerámicos ópticos como el YAG (granate de aluminio e itrio). Algunos componentes de automoción y maquinaria que están en movimiento frecuente, se hallan recubiertos con nitruro de titanio o carburo de titanio para mejorar su resistencia al desgaste.

Las cerámicas dentales se componen, principalmente de óxidos metálicos y otros materiales cerámicos “tradicionales”. Sin embargo, el creciente interés por mejorar la estética de las restauraciones ha estimulado el desarrollo de una gran cantidad de materiales y sistemas de procesamiento de las cerámicas. Las cerámicas dentales pueden clasificarse por su composición, temperatura de cocción, o proceso de fabricación.

Esta clasificación de sistemas cerámicos se atiene a la composición y a la técnica de fabricación: Restauraciones:

1. Porcelana fusionada a metal (PFM): feldespatos.

2. Cerámica completa:

Feldespatos:

Contenido alto en leucita (Optec®).

Contenido bajo en leucita.

Cerámica de vidrio colada:

Leucita (Empress®).

Mica (Dicor®).

Núcleo:

Alúmina:

Alúmina (PJC).

Colado de solución de alúmina (Slipcast In-Ceram®).

Oxido de magnesio.

Oxido de magnesio moldeado (Cerestone®).

La mayoría de las cerámicas tienen como base el feldespato, y se usan para restauraciones de metal-cerámica.

Las cerámicas de feldespato pueden clasificarse, a su vez, según su temperatura de fusión. Las cerámicas de feldespato de alta fusión se usan sobre todo para los dientes de las prótesis removibles, y se cuecen en un intervalo de temperatura que va de los 1260 a los 1400°C. Las cerámicas de feldespato de media fusión se emplean en coronas de porcelana, y se cuecen entre 1080 y 1260°C. Las cerámicas de baja fusión constituyen la mayor parte del material para hacer restauraciones de metal-cerámica. Estas suelen cocerse a temperaturas de 900 a 1080°C. Con los avances más recientes en cerámicas, debe añadirse una cuarta categoría: las cerámicas de fusión ultrabaja, que se cuecen entre los 650 y los 850°C (153).

De todos los materiales que se utilizan en odontología para restaurar la dentición natural, las cerámicas tienen las mejores propiedades ópticas para imitar la estructura dentaria en aspecto y color. Las cerámicas pueden conseguir restauraciones que son tan parecidas a los dientes naturales en forma, textura, reflejo del color y translucidez que llega a ser imposible diferenciarlas de éstos (154).

Es muy adecuado utilizar las propiedades físicas de las cerámicas para restauraciones dentales por sus características ópticas, térmicas, de solubilidad y de corrosión, que permiten preparar restauraciones que procuran buen aspecto y tolerancia en el medio oral. No obstante, las propiedades mecánicas de las cerámicas son adecuadas sólo parcialmente para la fabricación de restauraciones dentales. Por lo tanto, deben manipularse, diseñarse y utilizarse de tal modo que se compensen sus deficiencias.

Los materiales cerámicos se usan para distintas restauraciones dentales. Estas incluyen la fabricación de los dientes de las prótesis removibles, coronas y prótesis fijas. Más recientemente estas aplicaciones se han ampliado para incluir carillas de porcelana, e inlays y onlays en dientes posteriores.

Los cementos de composite, con capacidad similar a la del diente natural para transmitir la luz y grandes posibilidades de variación cromática, dotan las restauraciones de una vitalidad excepcional.

Al menos en el caso de determinados dientes, hay una tendencia actualmente a evitar los refuerzos de aleaciones metálicas, que actúan en detrimento de la estética, incluso después de la opacificación.

El uso de flúor y el desarrollo del cuidado dental y de la profilaxis en los países occidentales ha llevado a la reducción en el número de extracciones, y a la detección frecuente de caries antes de que aparezca la afectación pulpar. Al mismo tiempo, las expectativas de vida de los pacientes han aumentado. Esta situación conduce a que la odontología estética conservadora se oriente hacia restauraciones exentas de metal.

La cerámica ofrece el beneficio de una biocompatibilidad probada y una reducida retención de placa bacteriana. En contraste con los composites, la cerámica tiene posibilidades de mantener una buena función a largo plazo. Al igual que con los composites, el diente se refuerza tras la adhesión (155).

Las circunstancias económicas no favorecen el uso de materiales de vida corta que requieren reparaciones frecuentes. Además la ventaja de conservar más tejido dental se pierde cuando son necesarias estas reparaciones repetidas. Parece probable que los avances en las resinas sintéticas lleven a una mejora en la estructura y longevidad de estos materiales, pero por el momento sólo las cerámicas ofrecen estética a largo plazo además de biocompatibilidad.

La capacidad de reproducir el color dentario en la porcelana es hoy día una gran inquietud. A pesar de haber mejorado en la preparación clínica, confección en el laboratorio y procedimientos adhesivos, nos encontramos con problemas para determinar las tonalidades de color y transmitir las al laboratorio. En la tonalidad final hay que recordar que va a influir además de la cerámica, el material adhesivo y la estructura dentaria subyacente (156).

Actualmente se prefieren restauraciones sin subestructura de metal en el frente anterior y esto se debe a que afectan la transmisión de la luz natural.

El potencial de transparencia y opacidad de diferentes polvos de cerámica y cementos de composite nos permite reproducir las cualidades visuales del tejido dental. De esta manera podemos conseguir restauraciones con apariencia luminosa o translúcida, según la necesidad.

El proceso de reproducir un diente de porcelana va más allá de la correcta elección de la forma y el color, y no hay que olvidar la gran importancia que en el éxito final tiene la transmisión de la luz.

2.2.2.5.1. COMPOSICIÓN.

La porcelana es especialmente adecuada como material de restauración dental por sus propiedades similares a las del vidrio y su parecido óptico con el esmalte dentario.

Se diferencia del vidrio por el hecho de que todos los componentes que constituyen el vidrio normal (principalmente potasa y óxido de sílice) se fusionan para formar un material transparente de una sola fase.

Las porcelanas contienen ingredientes que no se funden a la temperatura de cocción de la porcelana. Estos permanecen como cristales rodeados de los ingredientes fusibles, formando un material translúcido (pero no transparente) que es multifásico, es decir, con una fase dispersa (o cristalina) y una fase amorfa continua (157 y 158).

En principio, las cerámicas dentales están basadas en constituyentes que son similares a los utilizados en elementos decorativos y de uso diario. Estos componentes incluyen feldespato, óxido de silicio y caolín. La principal diferencia de composición entre la porcelana usada en odontología y la utilizada para fabricar otros artículos (platos, tazas,...) es la proporción de los ingredientes principales: la arcilla es el constituyente principal de estas otras porcelanas, mientras que la porcelana dental está basada en el feldespato.

El feldespato es un material gris, cristalino, que se encuentra en las rocas de ciertas localizaciones geográficas. La composición del feldespato común es silicato de aluminio y potasio. Otros ingredientes de las rocas feldespáticas son el hierro y la mica. El hierro es una impureza que se elimina mecánicamente dividiendo las rocas de feldespato y examinando visualmente las delgadas secciones para detectar la presencia de impurezas (que aparecen más opacas que el feldespato puro). Las piezas de feldespato puro se seleccionan, se trituran y se muelen hasta convertirlas en polvo. Las restantes impurezas de hierro se eliminan en esta etapa mediante potentes imanes.

La fuente principal de óxido de silicio (SiO_2) son los cristales de cuarzo. El cuarzo se calienta y luego se sumerge en agua fría para que se cuartee. Entonces se tritura y muele hasta convertirlo en un polvo fino, eliminándose magnéticamente las impurezas de hierro, como se ha descrito para el feldespato. El polvo de cuarzo constituye aproximadamente un 15% de la porcelana dental. Permanece inalterado durante la cocción de la porcelana, y forma la capa

cristalina que da lugar a las propiedades ópticas (translucidez) y limita la retracción durante la cocción.

El caolín, una forma de arcilla que se encuentra en el fondo y en las orillas de los ríos, se origina por un proceso natural. Las rocas feldespáticas son lavadas continuamente por el agua, la cual disuelve el potasio y da lugar a la formación de silicato de aluminio hidratado: el caolín. Para preparar una forma más pura de caolín, la arcilla se debe lavar, secar y tamizar, dando como resultado un fino polvo blanco. El caolín se utiliza en la porcelana dental en pequeñas cantidades (4%). Su principal función es la de ligar las partículas. Mezclado con el agua, el caolín se hace pegajoso y ayuda a mantener juntas las partículas de porcelana húmeda. Esto permite al técnico manipular la masa polvo-líquido para darle forma. Al cocerse la porcelana, el caolín recubre las partículas que no se funden, y tiene poca significación en el volumen final de la porcelana.

Para que la porcelana de las restauraciones obtenga los colores de los dientes, se añaden pequeñas cantidades de agentes colorantes a los polvos de porcelana. Estos pigmentos se derivan de óxidos metálicos que se trituran y mezclan con el polvo de feldespato. La mezcla se cuece y se funde formando un vidrio. Este vidrio pigmentado se tritura de nuevo hasta reducirse a polvo. Los óxidos utilizados con más frecuencia son óxido de estaño para opacificar, óxido de hierro para dar un matiz marrón, óxido de cobre para los tonos verdes, óxido de titanio para el amarillo, óxido de cobalto para el azul, óxido de níquel para el marrón, y óxido de manganeso para el morado. Se añaden elementos traza en cantidades pequeñas para dar fluorescencia y hacer que la porcelana refleje la luz ultravioleta de la misma forma que los dientes naturales.

2.2.2.5.2. PROPIEDADES DE LA PORCELANA.

La porcelana es un material frágil, con pocas cualidades plásticas. Tiene una resistencia a la compresión de unos 170 MPa, una resistencia a la flexión de 50 a 75 MPa, y una resistencia tensil de unos 25 MPa. Otros valores de sus propiedades físicas incluyen un módulo elástico de 69-70 GPa (46 GPa para el esmalte), un coeficiente lineal de expansión térmica de 12-14 x 10⁻⁶m/°C, similar al de la estructura dentaria, y una dureza de superficie de 460 KHN (frente a los 340 KHN del esmalte).

2.2.2.5.3. REFUERZO DE LA PORCELANA.

La porcelana, por ser un material frágil con propiedades mecánicas relativamente escasas, es propensa a fallos cuando se utiliza en restauraciones que soportan fuerzas considerables.

Los mecanismos de fallo se relacionan con microfisuras o agrietamientos que sólo serían evidentes en la superficie interna de la corona de porcelana. Estas fisuras se habrían producido durante el proceso de cocción y enfriamiento, y están sometidas a tensiones continuas en la cavidad oral. La superficie interna de la porcelana está sujeta a fuerzas que hacen que estas microfisuras se abran y se extiendan. La propagación de las fisuras se prolonga hacia la superficie y, cuando alcanza la capa más externa, la corona falla completamente.

Se han ideado y empleado diferentes mecanismos para reducir el potencial de fallo de las coronas de cerámica debido a las tensiones repetidas. Estos mecanismos incluyen el refuerzo o soporte interno de la porcelana (la capa más cercana a la estructura dentaria) con materiales adecuados de resistencia.

Uno de los métodos más efectivos de refuerzo son las subestructuras metálicas (por ejemplo, recubrimiento de metal) sobre las que se añade y cuece la porcelana. Este método (metal-cerámica, o PFM) parece ser, con mucho, el que tiene más éxito en producir restauraciones resistentes a las fuerzas oclusales.

Sin embargo, las subestructuras metálicas tienden a presentar problemas estéticos. La sombra metálica tiene que ser disimulada y resultar invisible, y esto es difícil en los márgenes y en zonas donde la porcelana es fina. Además, la estructura metálica reduce en gran manera la translucidez de la restauración. En años recientes, se ha presentado una técnica que combina una estructura metálica con márgenes de porcelana.

Otro método es eliminar todo el recubrimiento metálico y utilizar, para el interior, un material de porcelana reforzada. A mediados de los años 60 McLean y Hughes desarrollaron las coronas de porcelana aluminosa. En ellas, una cerámica de alta resistencia que contiene cristales fundidos de alúmina (óxido de aluminio) forma el núcleo, sobre el cual se aplica una carilla de porcelana.

La superficie labial se hace de un grosor menor (aproximadamente 0.5 mm) para permitir la aplicación de porcelana normal y mejor estética. La llamada “corona de porcelana aluminosa” es el doble de resistente a la fractura que la corona de porcelana normal sin refuerzo. Esta corona representó una mejora, pero la transmisión de la luz está limitada por los cristales de alúmina, y la resistencia es aún insuficiente para su uso en regiones posteriores (159).

2.2.2.5.4. IN-CERAM.

La técnica desarrollada por Sadoun en 1985 hace uso de núcleos aluminosos infiltrados con vidrio a fin de conseguir subestructuras de alta resistencia para soporte de coronas y puentes.

El In-Ceram® pertenece a un tipo de materiales conocidos como composites interpenetrantes.

Estos materiales tienen al menos dos fases que se entrelazan y extienden de forma continua de la superficie interna a la externa, y poseen mejores propiedades mecánicas y físicas que cada uno de sus componentes por separado. Pueden tener una mayor resistencia en general y resistencia a la fractura puesto que una fisura debería pasar a través de capas alternativas de ambos componentes, independientemente de la dirección que tome dicha fisura.

Los materiales, tales como metal y cerámica o cerámica y resina, pueden combinarse para conseguir nuevos materiales con mayor resistencia y flexibilidad (160).

En los sistemas restauradores completos de cerámica, el In-Ceram® se basa en el colado bifásico de un núcleo de alúmina con la subsecuente infusión de vidrio.

2.2.2.5.5. IN-CERAM SPINELL

Basado en In-Ceram®, se ha desarrollado In-Ceram Spinell® que constituye un material de segunda generación.

La técnica de fabricación es esencialmente la misma que en el sistema original. La principal diferencia es un cambio de composición que da lugar a un núcleo más translúcido.

El núcleo poroso se hace con polvo de magnesio y alúmina, que forma una red porosa tras el aglutinado. Este material tiene una estructura cristalina específica llamada espinela (aluminato de magnesio).

La espinela porosa se infundiona con vidrio, produciendo una subestructura más translúcida sobre la cual se coloca el Vitadur Alpha® para formar la restauración final.

El núcleo de In-Ceram Spinell® no es tan fuerte como el sistema original, pero se han registrado valores de resistencia a la flexión de hasta 350 MPa (161).

2.2.2.5.6. CERÁMICAS DE VIDRIO.

Posteriormente se adoptaron para uso dental los nuevos sistemas cerámicos que permiten fabricar coronas coladas o de moldeo por inyección.

Una de las diferencias principales entre la porcelana feldespática y la cerámica de vidrio colable, es el hecho de que esta última se cuele como los materiales no cristalinos, y después adquiere una estructura cristalina mediante tratamiento térmico.

La utilización de materiales de cerámica de vidrio es ideal para trabajos de restauración dental. Estos materiales consisten en una matriz de vidrio que rodea una segunda fase de cristales.

Las cerámicas de vidrio suelen tener mejores propiedades físicas, como mayores resistencias a la fractura, al choque térmico y a la erosión.

Las propiedades concretas dependen del tamaño y la densidad del cristal, y de la interacción entre los cristales y la matriz.

Los cristales ayudan a retardar la propagación de las posibles fisuras, mediante una combinación de refuerzo de la dispersión y la tensión de compresión, generada alrededor de cada cristal a medida que crece.

Las cerámicas de vidrio se usan mucho en conos para la punta de los misiles e incluso pantallas térmicas en naves espaciales. Pueden ser opacas o translúcidas, dependiendo de su composición química.

2.2.2.5.7. MOLDEADO POR INYECCIÓN.

IPS Empress® (Ivoclar) es un sistema de moldeo por inyección que utiliza una porcelana de feldespato reforzada con leucita (40-50%). Los cristales de leucita aumentan la fuerza y la resistencia a la fractura de la matriz de vidrio y feldespato, de forma similar a lo que ocurre en las cerámicas de vidrio, como el Dicor®, o en las cerámicas aluminosas reforzadas por dispersión (162 y 163).

Se emplea una técnica de cera perdida convencional, excepto por el uso de un revestimiento especial y un ciclo prolongado de calor. Los patrones de cera se introducen en el horno, junto con las piezas de Empress®, y se calientan los lentamente hasta los 1200°C, aproximadamente. Entonces el molde de revestimiento se sitúa en la parte inferior del sistema de moldeo de inyección Empress® a una temperatura de unos 1150°C, y la pieza de vidrio seleccionada se coloca en la cámara superior para moldearla bajo presión de unos 0.4 MPa.

Las piezas de material Empress® se suministran en varias tonalidades, y pueden emplearse dos técnicas para fabricar las restauraciones. La restauración puede moldearse hasta su contorno final y luego teñirla y glasearla para conseguir la estética adecuada. Alternativamente, se puede hacer un coping sobre el que se añade porcelana para conseguir la forma y el color finales de la restauración. Las restauraciones Empress® son muy translúcidas y tienen resistencias a la flexión de hasta 160-180 MPa.

2.2.2.5.8. CERAMICAS DE BAJA FUSIÓN.

Estas cerámicas se utilizan sobre todo con las estructuras de titanio. El titanio se usa actualmente en las restauraciones de metal-cerámica a causa de su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. Para adecuarse al coeficiente de expansión térmica del titanio se precisan cerámicas de baja fusión que reduzcan la tensión residual. La temperatura de fusión de estos materiales oscila entre los 650 y los 850°C. Las temperaturas bajas de fusión pueden preservar también la microestructura de la cerámica, en contraste con los materiales que precisan altas temperaturas, expuestos a sufrir la disolución del componente cristalino. Las menores temperaturas proporcionan a la porcelana una apariencia más natural y vital. La resistencia a la flexión es similar a la del feldespato convencional (164).

2.2.2.5.9. SISTEMAS PARA MANUFACTURA DE CERÁMICAS.

El desarrollo de sistemas CAD-CAM (diseño asistido por ordenador-manufactura asistida por ordenador) para odontología se inició en los años 70, con Duret en Francia, Altschuler en estados Unidos, y Mormann y Brandestini en Suiza (165). El trabajo de Mormann llevó a la creación del sistema CEREC CAD-CAM de la casa Siemens. Este sistema permite al odontólogo hacer una impresión “óptica” de la preparación dental y, con la ayuda del ordenador, diseñar la restauración. A continuación, la restauración se talla a partir de un bloque de cerámica utilizando un disco de diamante y por último, se adapta a la oclusión del paciente mediante fresas de diamante. La restauración conseguida con el sistema CEREC I puede tallarse y pulirse hasta obtenerse la anatomía y contactos oclusales apropiados. El nuevo CEREC II también esculpe la superficie oclusal de la restauración, y puede utilizarse para hacer coronas, además de inlays, onlays y carillas. El material de cerámica utilizado para este sistema es cerámica de vidrio (Dicor MGC®), o bien cerámica de feldespato (Vitabloc MKII®). El Dicor MGC® es también una cerámica de vidrio de fluoromica, pero tiene una mayor concentración de cristales y mayor resistencia que el material de Dicor® para colados.

Otro sistema para la manufactura de inlays, onlays, coronas y puentes de cerámica es el CELAY. Consiste en una máquina capaz de esculpir copias de precisión, que utiliza los mismos tipos de materiales cerámicos, pero no está dirigida por ordenador. Se fabrica una restauración directa de composite, polimerizable por luz en la boca del paciente. Esta restauración se monta en un lado del sistema CELAY (el lado del scanner), y en el lado de tallado se monta un bloque de cerámica. Este sistema tiene un procedimiento de tallado secuencial, que utiliza primero fresas de grano grueso, y luego más finas, y puede tallar una restauración en unos 15 a 20 minutos. Las superficies interna y oclusal quedan totalmente formadas con esta técnica. Pueden usarse bloques Vitabloc®, similares a los CEREC Vitabloc®. No obstante, también se utilizan bloques aluminosos In-Ceram® con objeto de realizar núcleos In-Ceram® (únicos o múltiples) para la fabricación de coronas y puentes completos de cerámica. La alúmina porosa del In-Ceram® se talla con el sistema CELAY y, a continuación, se mezcla con el vidrio antes de aplicar la porcelana de recubrimiento.

2.2.2.5.10. RESTAURACIONES COMPLETAS DE CERÁMICA.

Los odontólogos podemos juzgar los sistemas de restauración con diferentes criterios, incluidos estética, resistencia, ajuste marginal, costo y facilidad de fabricación. Los materiales Dicor®, Empress®, In-Ceram® e In-Ceram Spinell® satisfacen estos criterios de forma variada. La estética de cada sistema varía principalmente con respecto al grado de translucidez. Se considera que el Dicor® es el más translúcido de los sistemas cerámicos. Sin embargo, la resistencia de este material no es tan alta como la del Empress® o el In-Ceram® y, en algunos casos, es demasiado translúcido. El Empress® y el In-Ceram Spinell® lo siguen, en grado de translucidez. La resistencia del Empress® está entre la del Dicor® y el In-Ceram Spinell®. Empress® e In-Ceram Spinell® son ambos excelentes materiales para utilizar en aquellos casos en que la dentición natural es considerablemente translúcida y la resistencia es un objetivo de importancia intermedia. In-Ceram® es el material de núcleo de cerámica más fuerte para los sistemas completos de cerámica. En los casos en que la resistencia es lo principal, este es el sistema de elección. Aunque su translucidez no es tan elevada como la de los otros materiales, el núcleo resulta bastante translúcido, y se puede conseguir una estética excelente (166).

El ajuste de estos sistemas completos de cerámica está entre los 25 y 75 μm . Generalmente, el ajuste es clínicamente adecuado en todos los sistemas. La sencillez de manejo varía mucho entre unos y otros. Los procedimientos de colado de Dicor® y los procedimientos de ciclos de calor y moldeado por inyección del Empress® tienen que seguirse cuidadosamente para obtener el ajuste, resistencia y estética apropiados. El paso crítico en la elaboración de las restauraciones In-ceram® es la dispersión de la alúmina y la espinela, y la aplicación de este “slip” al troquel de yeso. Es preciso realizar correctamente la aplicación y el modelado de la estructura para no introducir defectos en esta etapa, ya que su resultado puede ser el fallo prematuro de la restauración. En conjunto, cualquiera de estos sistemas puede procurar restauraciones con buen ajuste y aspecto natural, siempre y cuando se tengan las precauciones debidas durante los procedimientos de preparación y fabricación.

2.3. MATERIALES DE RESTAURACIÓN UTILIZADOS EN ESTA INVESTIGACIÓN.

2.3.1. EXCITE®

Excite es un adhesivo a esmalte y dentina monocomponente de Vivadent y está caracterizado por las siguientes ventajas:

- Adhesivo monocomponente (una capa-una polimerización).
- Válido para restauraciones directas e indirectas.
- Basado en una resina de fosfonato.
- Alto contenido en monómero.
- Conteniendo sólo monómeros hidrofílicos.
- Libre de acetona.
- Con relleno.

Los grupos ácidos del fosfato presentan un alto nivel de afinidad por los iones cargados positivamente. Debido a su química, los grupos ácidos del fosfato se utilizan en adhesivos dentinarios (167). Con este fin, el grupo del ácido fosfórico se acopla a un grupo metacrilato. Mientras el grupo ácido fosfórico se une a los iones de calcio de la dentina, los metacrilatos se copolimerizan con los monómeros del material de restauración.

Sin embargo, el acoplamiento químico del grupo del ácido fosfórico con los ácidos metacrílicos supone varios problemas, debido a que los enlaces C-O-P que se forman en el resultante del éster del ácido fosfórico no son resistentes a la hidrólisis. Sólo podría ser una unión resistente a la hidrólisis cuando se produjese a través de una síntesis en donde el ácido fosfórico se sustituyese por el ácido fosfónico. La estabilidad de este monómero se logra a través del acoplamiento directo de uno de los átomos del fósforo con los átomos del carbono C-P. Este nuevo modelo de síntesis fue desarrollado por Vivadent y ha sido patentado.

Excite® se distingue de otros adhesivos por su alto contenido en monómeros. Mientras otros adhesivos contienen el 80% de disolvente, el volumen de excite es del 25%. El alto contenido en monómero de Excite® (más del 70%) facilita la polimerización completa de la capa de adhesivo.

Todos los monómeros utilizados en Excite® contienen grupos –OH. Al igual que la dentina, Excite es hidrofílico y por lo tanto capaz de penetrar en los túbulos y en la estructura de colágeno expuesta.

Se ha discutido ampliamente en la literatura la influencia del disolvente en adhesivos a dentina (168). La acetona se caracteriza por la alta volatilidad responsable de secar la capa de adhesivo. Sin embargo, los adhesivos que contienen acetona, sólo son eficaces en el caso de dentina húmeda. Estos adhesivos producen fallos de adhesión en el caso de que la dentina no esté húmeda. Por el contrario, los adhesivos en base acuosa, son insensibles al grado de humedad de la dentina. Pero por contraste, requieren un secado completo de la capa de resina. El etanol, solvente utilizado en Excite®, representa un excelente compromiso entre las propiedades de la acetona y del agua. Los adhesivos basados en etanol son tolerantes con diferentes grados de humedad de la dentina pero además, son fáciles de secar.

Es conocido en la investigación de materiales de restauración en base a composites, que la estabilidad mecánica de un material restaurador puede incrementarse por la incorporación de relleno. El relleno incorporado en Excite® consiste en partículas extremadamente finas, por lo que no se dificulta la capacidad de penetración del adhesivo. El adhesivo puede aplicarse en capas extremadamente finas y por lo tanto no se ven comprometidas por ejemplo la realización de cementaciones indirectas.

Se han llevado a cabo investigaciones *in vitro* para evaluar el comportamiento de este adhesivo (169). Las pruebas realizadas se pueden subdividir en tres categorías:

- Fuerza de adhesión.
- Sellado marginal e integridad.
- Morfología.

En todos los centros de test, Excite® consiguió excelentes resultados. Los valores de fuerza de adhesión fueron como mínimo igual que otros adhesivos competidores. Además de los valores favorables de fuerzas de adhesión, Excite® demostró altos valores de tensión de adhesión.

Excite® consiguió una excelente integridad marginal. El material previene la aparición de decoloraciones marginales y caries secundarias. Este adhesivo ayuda a establecer una continua interfase entre estructura dental y restauración tanto en restauraciones directas como indirectas.

Excite produce una efectiva hibridación inter e intratubular. Todas las características morfológicas asociadas con la adhesión dentinaria se han encontrado en este adhesivo.

Es improbable causar problemas de sobredimensión en restauraciones indirectas debido al espesor mínimo de la película del adhesivo.

Excite reduce significativamente la permeabilidad de la dentina. El sellado de los túbulos dentinales expuestos es un prerrequisito para la prevención de la sensibilidad postoperatoria. Se ha demostrado también un efectivo efecto antibacteriano.

Con la excepción del nuevo monómero denominado acrilato del ácido fosfónico, todas las sustancias contenidas en Excite® han sido empleadas anteriormente en materiales dentales. El nuevo monómero ha sido evaluado en cuanto a su citotoxicidad, mutagenicidad y capacidad de irritación:

Especímenes polimerizados de Excite® se pusieron en contacto directo con células de cultivo después de diferentes períodos de almacenamiento (0h, 24h, 48h, 72h). Un potencial citotóxico, de moderado a severo, fue encontrado en los especímenes Test no eluidos (oh). Sin embargo, no se encontraron reacciones de citotoxicidad en la proximidad de los Test eluidos (170).

Se evaluó el potencial mutagénico de Excite® con o sin activación microsomial. No se encontraron efectos tóxicos o incremento de los niveles. En base al Test de Ames, el nuevo monómero denominado acrilato del ácido fosfónico puede considerarse como no mutagénico.

La solución de prueba se coloca directamente sobre la membrana corioalantoica de huevos de gallina. La existencia de daño vascular o coagulación como respuesta a una disolución es el fundamento del empleo de esta técnica como un indicador del potencial de daño químico a las membranas mucosas in vivo. La puntuación de irritación de Excite® sin polimerizar fue moderada (171).

2.3.2. TETRIC FLOW®.

Tetric Flow® es un material de restauración estético, fluido y fotopolimerizable que está basado en la tecnología de Tetric Ceram®.

Se distinguen las siguientes características:

-Excelente humectación de todas las áreas de la cavidad; el material se autoadapta a las paredes de la cavidad, sin inclusiones de aire, sin necesidad de modelado.

-Forma de suministro en monodosis para excluir el riesgo de infecciones cruzadas por el uso de jeringas multiusos.

-Excelente acceso incluso a defectos con aperturas muy pequeñas.

-Alta radiopacidad.

-Liberación de flúor.

-Abrasión limitada.

-Cinco rellenos finamente particulados. De este modo se consigue una superficie de restauración muy suave, el material se puede pulir rápida y fácilmente a alto brillo, quedando una sensación agradable para el paciente y con un acúmulo reducido de placa bacteriana (172).

La matriz de Tetric Flow® incluye Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilen-glicol (TEGDMA). Los tres monómeros son bifuncionales y contienen dos uniones dobles polimerizables. Por ello, la mayoría de las moléculas de monómero se integran en dos redes de polímeros durante la polimerización. El resultado es un composite con excelentes propiedades físicas y un mínimo contenido residual de monómero.

Tetric Flow® es un material de restauración con excelente susceptibilidad de pulido. Las superficies lisas y pulidas son un prerrequisito de las restauraciones estéticas. Además son menos propensas al acúmulo de placa.

El efecto preventivo del ión flúor frente a la caries es indiscutible (173 y 174). Por lo tanto, el potencial de prevención de caries también ha sido atribuido a los materiales de restauración que contienen iones flúor, es decir, cementos de silicatos y cementos de ionómero de vidrio. Por esta razón, los científicos intentan desarrollar composites que liberen flúor. Sin embargo se tiene que asegurar que la liberación de fluoruros no tenga un efecto negativo (decoloración o alteración de las propiedades físico-mecánicas) en los composites. Esto limita la selección a un pequeño número de fluoruros de baja solubilidad.

Vivadent utiliza YbF₃ para sus composites. Diferentes estudios *in vitro* han demostrado que se puede observar una significativa absorción de fluoruros de la estructura adyacente a la restauración, aunque la cantidad de liberación de iones de fluoruros sea limitada. Además se

ha demostrado, que las propiedades fisico-mecánicas permanecen invariables incluso durante la inmersión en agua durante un periodo superior a un año.

El cuadro siguiente resume el peso en % y el tamaño principal de partículas de relleno de Tetric Flow® :

Rellenos	Tetric Flow (% peso)	Tamaño de partículas (μm)	Funcion
Cerámicos: vidrio de bario	43.5	1.0	-Comportamiento de abrasión -Radiopacidad -Propiedades ópticas
Cerámicos: vidrio fluorosilicato de bario-aluminio	4.4	1.0	-Comportamiento de abrasión -Radiopacidad -Liberación de fluoruros
Cerámicos: óxidos mixtos	4.4	0.2	-Translucidez
Adicionales: sílice altamente dispersa	0.9	0.04	-Consistencia
Adicionales: trifluoruro de Iterbio	14.6	0.24	-Radiopacidad -Liberación de fluoruros

En los composites que contienen fluoruros de sodio, el mecanismo de liberación de fluoruros es un proceso de disolución. Se disuelven tanto el sodio como los iones de fluoruro, lo que puede ocasionar un debilitamiento del composite. Sin embargo, en el trifluoro de Iterbio, los iones de fluoruro son reemplazados por otros iones (es decir OH⁻). Este

intercambio iónico no debilita el composite. En el caso de vidrio fluorosilicato de Ba-Al, la liberación de fluoruros es probablemente una combinación de intercambio y disolución.

De acuerdo con los estándares ISO para los materiales de restauración de composite, los materiales de restauración sin polimerizar son expuestos a una luz de 8.000 lux sobre una superficie (175). Posteriormente la muestra se presiona sobre una segunda superficie para formar una capa delgada. El material de restauración es revisado ahora visualmente en cuanto a su no-homogeneidad. Si el material ha comenzado a polimerizar, se formarán fisuras y burbujas cuando éste sea presionado para formar las capas finas.

Tetric Flow® muestra un tiempo de trabajo considerablemente más largo en presencia de luz ambiente que todos los demás materiales de restauración fotopolimerizables probados (176 y 177). Además así hay un tiempo suficiente de manipulación para la reconstrucción de la anatomía dental. Esto se logra sin comprometer la translucidez, profundidad de polimerización, grado de polimerización y propiedades físicas.

Si se utiliza la definición de radiopacidad mínima de más de 250% Al establecida por Lutz en 1980, Tetric Flow® es actualmente el único material de restauración fluido radiopaco.

En cuanto a la valoración biológica de los productos sanitarios, se tienen que tener en cuenta tanto la composición de los materiales como el tipo y duración del contacto directo. Un procedimiento de acuerdo con estos principios se describe en ISO 10993 “Evaluación biológica de productos sanitarios”.

En cuanto a la evaluación toxicológica para los pacientes Tetric Flow® ha demostrado que este material muestra un potencial citotóxico de limitado a moderado, que es menos pronunciado o comparable con los de los composites estándar.

A su vez Tetric Flow® no tiene ningún efecto sensibilizante por contacto. También se puede excluir un efecto irritante.

En las pruebas de barrido de Ames en las que se evalúan posibles mutaciones en la estructura cromosómica o daños genéticos, Tetric Flow® no mostró alteración mutagénica alguna.

Como todos los materiales fotopolimerizables, Tetric Flow® contiene metacrilatos. Estos productos no son irritantes, incluso cuando están sin polimerizar. Existen reacciones alérgicas que cada vez afectan más al personal profesional. Los materiales pueden tener un efecto irritante en personas predispuestas y pueden causar una reacción alérgica o sensibilización a

los dimetacrilatos. Estas reacciones se pueden prevenir con condiciones higiénicas de trabajo y evitando el contacto del material sin polimerizar con la piel. La técnica de trabajo con estos materiales representa el estándar de la tecnología para odontólogos y personal dental y no conlleva riesgos aumentados comparado con los procesos existentes. Las instrucciones de uso contienen las recomendaciones correspondientes para minimizar los riesgos arriba citados.

2.3.3. IPS EMPRESS 2®.

Desde 1990 pueden realizarse restauraciones de cerámica sin apoyo metálico con el método de inyección por calor IPS Empress® (178). Esta técnica permite llevar a cabo de forma rápida y sencilla Veneres, Inlays, Onlays y coronas para dientes anteriores y posteriores altamente estéticas. En estudios de hasta siete años de duración se han obtenido con IPS Empress® resultados clínicos muy positivos.

Dado que la resistencia a la flexión de la anterior IPS Empress® está por debajo de los 200 MPa, con este material no es posible llevar a cabo construcciones de puente. Sin embargo, se aspiraba a lograr puentes estéticos de cerámica sin metal, que pudieran ser realizados con la conocida técnica de inyección por temperatura IPS Empress®, razón por la cual se desarrolló IPS Empress 2®. Esta nueva cerámica para técnica de capas es altamente resistente y sustituye a la anterior cerámica para técnica de capas IPS Empress®. Los componentes del material para la técnica de maquillaje de IPS Empress® no han sufrido modificación alguna.

Las nuevas indicaciones de la técnica de capas IPS Empress 2® son:

-Puentes de tres piezas en la zona anterior y de premolares. El último pilar debe ser como máximo el segundo premolar.

-Coronas individuales en toda la arcada dental.

Para obtener los mejores resultados en la fijación de restauraciones de IPS Empress 2® se utiliza la cementación adhesiva por medio de Variolink II® o Syntac®. Ahora bien, si por motivos clínicos resulta imposible, pueden cementarse las coronas y puentes con Pro Tec CEM® o bien con los cementos de ionómero de vidrio convencionales. Las restauraciones de cerámica para técnica de maquillaje IPS Empress® deben seguir siendo cementadas de forma adhesiva.

Uno de los métodos para conseguir valores de resistencia elevados en la cerámica consiste en dotarla de un elevado porcentaje de fase cristalina, aunque un elevado porcentaje de cristales, por su parte, puede ocasionar que la cerámica tenga un aspecto opaco. Uno de los retos inherentes al desarrollo de la nueva cerámica de gran resistencia, era por lo tanto, aumentar la resistencia del material sin menoscabo alguno de la translucidez, lo cual se consiguió desarrollando una fase cristalina de propiedades ópticas similares a la fase vítrea.

La nueva cerámica para técnica de capas de IPS Empress 2® consta de dos cerámicas de vidrio diferentes, una cerámica de vidrio para la estructura y una cerámica de vidrio para estratificar. Ambas cerámicas de vidrio constituyen un nuevo material que no tiene ninguna semejanza, por lo que al material se refiere, con la cerámica de vidrio con leucita.

El material de estructuras de la técnica de capas IPS Empress 2® es el componente altamente resistente del sistema. La cerámica para estructuras es una cerámica de vidrio de disilicato de litio y la base química de este material la constituye el sistema SiO₂-LiO. En comparación con las cerámicas de vidrio de disilicato de litio utilizadas a modo de prueba en Odontología y las usadas en la técnica, esta posee unas propiedades químicas considerablemente mejores. Se logró una elevada translucidez y, al mismo tiempo, una cerámica con unas propiedades de manipulación muy ventajosas para los protésicos dentales (inyección de la cerámica de vidrio a 920°C mediante flujo viscoso en el horno de inyección IPS Empress EP 500® (Ivoclar AG) (179).

Además de la composición química y de las propiedades físicas, también en la estructura existen considerables diferencias entre IPS Empress® e IPS Empress 2®. La fase cristalina de IPS Empress 2® consta principalmente de cristales grandes alargados de disilicato de litio de aproximadamente 0.5-5 µm. Otro tipo de cristales que se encuentran en la estructura de IPS Empress 2® son los pequeños cristales de ortofosfato de litio de 0.1-3 µm.

La superficie de la pastilla para la técnica de capas IPS Empress 2® se trata durante 10 segundos con una mezcla acuosa de 30% de H₂SO₄ y 4% de HF. La matriz de vidrio resulta eliminada por el proceso de grabado en una zona de la superficie de sólo unas micras, de forma que los cristales sobresalen de la matriz de vidrio.

Esta pastilla de IPS Empress 2® pasa después a ser trabajada en el laboratorio técnico para realizar coronas, puentes... teniendo en cuenta:

-La temperatura de inyección es de 920°C.

-El comportamiento en la inyección de la cerámica de vidrio IPS Empress 2® es distinto que el de la cerámica de vidrio con leucita, debido a que la primera tiene un funcionamiento de viscosidad ante las diferentes temperaturas. Por ello, tanto las temperaturas de inyección demasiado altas como las demasiado bajas influyen negativamente en la calidad del producto final.

El proceso de inyección para la realización de coronas y puentes dura 5-15 minutos. Las coronas y puentes obtenidos tras el proceso de inyección son extraídos de la masa de revestimiento, pudiendo procederse entonces al trabajo con cerámicas de vidrio Sinter.

Las cerámicas de vidrio de disilicato de litio (material de estructuras) se blindan con cerámicas de vidrio Sinter (para la estratificación). Las cerámicas de vidrio Sinter han sido desarrolladas con variantes de material especiales como masa de dentina, incisal, Impuls, transparente y masas para diversos efectos, siendo suministradas en polvo.

Estos materiales para capas de IPS Empress 2® son así mismo cerámicas de vidrio, cuya fase cristalina, sin embargo, consta exclusivamente de cristales de apatita (fluoroapatita). Incluso en esto se diferencia el material por capas de IPS Empress 2® del material convencional, cuya fase cristalina constaba de leucita.

Las cerámicas de vidrio Sinter se aplican sobre la cerámica de vidrio de disilicato de litio a una temperatura de manipulación de 800°C. Si se observan con atención las tomas del microscopio, puede observarse que en la matriz de vidrio de la cerámica de vidrio se ha precipitado un cierto número de cristales de apatita muy finamente distribuidos. Estos cristales pueden contribuir a la mejor biocompatibilidad de la cerámica de vidrio fomentando al mismo tiempo un ajuste ideal de las propiedades ópticas como translucidez, claridad y dispersión de la luz de las masas de las capas. Con ello se logra que toda la restauración presente un aspecto muy similar al del diente natural.

La cerámica de vidrio IPS Empress 2® se graba con ácido fluorhídrico para obtener una unión óptima, se silaniza con Monobond-S® y se le aplica el adhesivo Excite®. Después con el sistema de adhesión Variolink II® se ha visto que la unión que se obtiene es muy elevada.

Las propiedades del material IPS Empress 2® se han analizado en distintos estudios *in vitro* en los que se han valorado: la resistencia a la flexión, la resistencia a la fractura de puentes de tres piezas, la solubilidad, la abrasión la resistencia a la formación de fisuras y a la rotura después de carga continua.

IPS Empress 2® tiene una elevada resistencia a la torsión así como una buena resistencia a la rotura de los puentes posteriores. El material de estructuras de IPS Empress 2® satisface los requisitos de solubilidad de los materiales cerámicos de blindaje.

IPS Empress 2® causa una abrasión cuspídea muy baja comparada con otras cerámicas.

Los resultados muestran que la resistencia a la formación de fisuras de IPS Empress 2® es dos veces más alta que en el IPS Empress® anterior. Esto significa un mejoramiento mecánico significativo de la resistencia a corto plazo.

La resistencia a la rotura de puentes con una pieza intermedia hasta el segundo premolar se ve reducida por esta prueba de fatiga. Este fenómeno denominado “fatiga del material” afecta a muchos otros tipos de materiales sin ser esta cerámica una excepción. El factor determinante es que la resistencia a la rotura del material es mayor a la de las fuerzas masticatorias que se ejercen en la cavidad oral (calculada por diferentes estudios en 300 N en la región oral posterior).

Es sabido que los materiales de cerámica sin apoyo metálico poseen una excelente biocompatibilidad. A pesar de que IPS Empress 2® tiene una composición química diferente de las cerámicas dentales convencionales, puede partirse de la premisa de que los análisis generales sobre la biocompatibilidad de las cerámicas dentales son también pertinentes para IPS Empress 2®.

La cerámica es el material dental más resistente de todos los conocidos hasta ahora.

Bajo las condiciones de test estándar, ninguna de las cerámicas analizadas posee potencial citotóxico.

La cerámica no posee potencial sensibilizador o irritante, o en todo caso un potencial reducido comparado con otros materiales dentales.

Las cerámicas IPS Empress 2® examinadas cumplieron con los requisitos de las normas ISO con respecto a la máxima radiactividad permitida.

IPS e.max es una innovadora cerámica vítrea de disilicato de litio (LS2) para aplicaciones CAD/CAM. Este sistema combina una alta calidad estética con una facilidad de uso excepcional. IPS e.max CAD® cubre un amplio espectro de indicaciones y ofrece una gran variedad de niveles de translucidez, colores y tamaños de los bloques que ofrecen una gran flexibilidad.

IPS e.max CAD® es fresado en un estado “blando” intermedio en el que el material tiene un característico color azulado. En un rápido proceso de cristalización, IPS e.max CAD® obtiene alta resistencia final de 360 MPa y adquiere propiedades de translucidez y luminosidad óptimas.

2.3.4. VARIOLINK II®.

El sistema Variolink® pertenece al grupo de cementos de fijación en base a composite de polimerización dual (base y catalizador) y fotopolimerizable (180).

Desde 1993, Variolink® se ha convertido en uno de los cementos con mejores resultados estéticos. Junto con el sistema de cerámicas IPS Empress®, Variolink® forma un buen sistema de restauraciones estéticas.

Variolink II® base se presenta en 5 colores: blanco, amarillo, marrón, blanco opaco y transparente. El catalizador se presenta en tres distintas consistencias: baja, alta y ultra alta viscosidad.

Cuando utilizamos materiales altamente estéticos y relativamente translúcidos, el color de la restauración final debe valorarse teniendo en cuenta el efecto “camaleón” del diente adyacente. La clave de este efecto puede estar en el cemento que utilicemos. Por ello disponemos de una gama de colores para así combinar el diente, el cemento y la restauración. Para enmascarar ciertas coloraciones una tonalidad altamente opaca será necesaria.

Como ya hemos mencionado anteriormente Variolink II® aparece en cinco tonalidades con tres grados de translucidez. El grado medio se presenta en tres tonos y el opaco se ha convertido aún en más opaco y blanco.

Como ya hemos visto un composite es la combinación de al menos dos materiales químicamente diferentes (relleno y monómero) con unas características que ninguno de los dos presentan por separado. A temperatura ambiente hay dos posibilidades de polimerización: el sistema redox (sistema de dos componentes) y la fotopolimerización (sistema de un sólo componente). Variolink II® usa los dos sistemas de polimerización. Desafortunadamente la polimerización se puede producir incluso con luz ambiente.

Vivadent ha desarrollado un nuevo sistema de catalizador (iniciador y estabilizador) para composites fotopolimerizables, con limitada sensibilidad a la luz ambiente sin comprometer

otras propiedades. Variolink II® permite un mayor tiempo de trabajo que Variolink® permitiendo así al dentista un amplio margen de tiempo para situar la restauración apropiadamente y eliminar el exceso de material antes de la polimerización. Todo esto sin comprometer la translucidez, la profundidad y el grado de polimerización o las propiedades físicas.

Tomando en cuenta el efecto preventivo de la caries que poseen los iones flúor, Vivadent ha creado materiales con trifluoruro de iterbio. Variolink II® además ha añadido cristales de fluorsilicato de bario-aluminio.

La capacidad de pulir un material de restauración depende del tamaño de las partículas de relleno. La superficie rugosa no se valoraba por el tamaño medio de las partículas sino por el tamaño máximo de la partícula. En Variolink II® el tamaño máximo de partícula se disminuyó de 7µm a 3µm aprox. Por lo tanto la superficie resultante era más estética y menos propensa a la retención de placa.

En cuanto a la toxicidad de Variolink II® diremos que de acuerdo con ISO 10993 e ISO/DIS 7405 (Biological testing for medical devices): Variolink II® no presenta potencial citotóxico, ni causa irritación o sensibilización por contacto, ni alteraciones mutagénicas.

2.4. TRABAJOS DE INVESTIGACIÓN DE LOS ÚLTIMOS DIEZ AÑOS QUE HAN TENIDO TRANSCENDENCIA EN ESTA INVESTIGACIÓN.

La Traumatología Dental, como otras especialidades de la Odontología, desarrolla varios tipos de estudios estandarizados que hacen posible comparar resultados de diferentes trabajos de investigación.

Hay que destacar los trabajos realizados por Andreasen JO, Andreasen FM y colaboradores (36 y 1), que en la década de los años noventa dieron un gran impulso a la restauración en Traumatología Dental.

Hemos seleccionado de la investigación científica en el campo de la Traumatología Dental, aquellas publicaciones que por su impacto y relevancia para nuestro trabajo han sido publicadas en los últimos diez años, siguiendo la línea que abrió el Prof. Dr. Carlos García Ballesta (218): “Para el pronóstico a largo plazo de las fracturas de corona, quizás sea

importante determinar que patrones de fractura se deben tratar con la técnica de pegar el fragmento. Igualmente, la incorporación a la práctica clínica de adhesivos dentinarios proporcionará mayor resistencia y hará que la retención en la línea de fractura sea mayor, haciendo que el fragmento sea más resistente a las fuerzas que intentarán reducir el éxito de la adhesión”.

También dice el Prof. Dr. Carlos García Ballesta (218) en su perspectiva histórica:

“La primera referencia de la unión de un fragmento se publicó en 1964 por odontopediatras de la Facultad de Odontología hebrea de Hadassah (181), aunque fue Simonsen (182) el primero que protocolizó el tipo de preparación para poder adaptar el fragmento fracturado al diente. La técnica se basaba en realizar en el esmalte del fragmento y del diente un bisel de 45° y previo grabado ácido y aplicación de resina intermedia, unirlos con material compuesto.

Los primeros estudios *in vitro* los realizaron Dean (183) y cols. en incisivos humanos y Munksgaard (184) y Worthington y cols (185) en dientes bovinos.”

Presentamos resumen de los trabajos en dos bloques. En el primero hacemos una selección de las publicaciones relacionadas con nuestro tipo de fractura. Y en el segundo, seleccionamos, los trabajos *in vitro* que tienen relación directa con nuestra investigación.

Tabla 1: Trabajos clínicos e *in vitro*.

Autor	Año	Investigación	Tipo estudio	Diente	Sist. Reconst.	Conclusión
Manju M. (186)	2015	Pegar fragmento	Clínico	Humano	Fibra de vidrio	Buen resultado funcional y estético
Malterud M. (187)	2015	Restaurar diente fracturado	Clinico	Humano	Composite	Buena estética
Yousef MK. (188)	2015	Pegar fragmento	Clínico	Humano	Composite y retención ortodóncica lingual	Buen resultado estético
Choudhary A. (189)	2015	Fractura complicada de corona: Pegar fragmento	Clínico	Humano	Adhesivo y poste	Buen resultado inmediato
Acharya S. (190)	2014	Fractura complicada de corona: Pegar fragmento	Clínico	Humano	Composite y poste	Buena retención, resultados poco estéticos
Babaji P. (191)	2014	Reconstrucción dientes anteriores	<i>In vitro</i>	Humano	Composite y cerámica	Resultados estéticos, económicos y rápidos
Sapna CM. (192)	2014	Fractura complicada de corona: Pegar fragmento	Clínico	Humano	Poste de fibra de vidrio	Buenos resultados finales
Toman M. (193)	2014	Coronas completas de cerámica. Seguimiento en 9 años	Clínico	Humano	Coronas de disilicato de litio	85% supervivencia en 9 años de seguimiento
Avinash A. (194)	2014	Extracción quirúrgica del fragmento incluido en el labio y reajuste	Clinico	Humano	Composite	Buena estética
Reston EG. (195)	2014	Seguimiento de un caso clínico con fragmento pegado.	Clínico	Humano	Composite	Buen resultado en los 10 años de seguimiento del caso.

Tabla 2: Trabajos clínicos e *in vitro*.

<u>Autor</u>	<u>Año</u>	<u>Investigación</u>	<u>Tipo estudio</u>	<u>Diente</u>	<u>Sist. Reconst.</u>	<u>Conclusión</u>
Abdulkhayum A. (26)	2014	Diferentes sistemas para pegar fragmento	<i>In vitro</i>	Humano	4 sist. diferentes	Fragmento pegado menor resistencia, y fragmento vaciado la máxima resistencia
Sankar J. (196)	2014	Restaurar fractura no complicada	Clínico	Humano	Composite	Caso clínico: buena estética
Vilaplana-Vivo J. (30)	2014	Resistencia a la fractura de ángulo de cerámica	<i>In vitro</i>	Humano	Restaurac. Parcial de cerámica	Buena resistencia
Sushil KC. (197)	2013	Fractura complicada	Clínico	Humano	Poste de fibra de vidrio y ferul. ortod	Buena retención
Prajapati P. (17)	2013	Fractura complicada: Reconstrucción con carillas	Clínico	Humano	Carilla composite	Buena estética tras endodoncia
Cohen-Carneiro F. (198)	2013	Tratamiento multidisciplinar para reconstruir frac. Complicada.	Clínico	Humano	Gingivectomía, poste y composite	Buen resultado clín. Y radiol. tras un año
Maitin N. (199)	2013	Reposición de fragmento alógeno	Clínico	Humano	Fragmento alógeno	Buena estética No buena aceptación por el paciente
Nayak UA. (25)	2013	Reconstrucción farg. Con llave de silicona	Clínico	Humano	Composite	Buena estética
Ninawe N. (200)	2013	Fractura complicada: Pegar fragmento	Clínico	Humano	Poste y composite	Buen seguimiento tras 1.5 años
Gargari M. (201)	2014	Reconst. Carilla indirecta composite	Clínico	Humano	Carilla composite	Buena estética

Tabla 3: Trabajos clínicos e *in vitro*.

Autor	Año	Investigación	Tipo estudio	Diente	Sist. Reconst.	Conclusión
Patel N. (202)	2013	Pegar fragmento en 3 casos clínicos	Clínico	Humano	Composite	Buena estética
Kumari NB. (203)	2012	Fractura complicada: pegar fragmento. Un caso	Clínico	Humano	Composite	Buena estética
Lise DP. (204)	2012	Pegar fragmento. Un caso	Clínico	Humano	Composite	Revisión tras un año: buena estética
Stellini E. (205)	2012	Pegar fragmento y carilla de cerámica	<i>In vitro</i>	Humano	Composite y cerámica	La reconstr. con cerámica es mucho más resistente que pegar el fragmento
Shetty PP. (206)	2012	Pegar fragmento	Clínico	Humano	Composite	Técnica económica, viable y estética
Goenka P. (207)	2012	Pegar fragmento	Clínico	Humano	Composite	Buena estética
Arhun N. (208)	2012	Pegar fragmento no hidratado	Clínico	Humano	Composite	Una año de evolución
Shirani F. (209)	2012	Estudio de la hidratación de los fragmentos	<i>In vitro</i>	Humano	Composite	Mayor resistencia cuando el fragmento ha estado hidratado
Srilatha P. (210)	2012	Pegar fragmento con tres sistemas diferentes	<i>In vitro</i>	Humano	Composite	Biselar y preparar las superficies aumenta la resistencia
Lo Giudice G. (211)	2012	Pegar fragmento en paciente con politraumatism	Clínico	Humano	Adhesivo	Paciente satisfecho

Tabla 4: Trabajos clínicos e *in vitro*.

<u>Autor</u>	<u>Año</u>	<u>Investigación</u>	<u>Tipo estudio</u>	<u>Diente</u>	<u>Sist. Reconst.</u>	<u>Conclusión</u>
De Lima MD. (212)	2011	Pegar fragmento	Clínico	Humano	Adhesivo	Necrosis pulpar
Iseri U. (213)	2011	Pegar fragmento	Clínico	Humano	Composite dual	8 años de seguimiento satisfactorio
Badakar CM. (214)	2011	Resistencia a la fractura con tres composites diferentes	Clínico	Humano	Composites	Composite microhíbrido da mejores resultados
De Alcantara CE. (215)	2010	Postes en dentina para pegar el fragmento	Clínico	Humano	Composite y postes	Satisfacción para el autor
Bhargava M. (216)	2010	Pegar fragmento	<i>In vitro</i>	Humano	Composite	Composite y chamfer obtiene buenos resultados
Bruschi-Alonso RC. (29)	2010	Valoración de materiales y técnicas para pegar fragmento	<i>In vitro</i>	Animal	Adhesivos y composites	Es necesario el uso de composite y aumentar la superficie de adhesión para dar más resistencia
Capp CI. (217)	2009	Pegar fragmentos hidratados y deshidratados	<i>In vitro</i>	Humano	Composite	Eliminar dentina e hidratar el fragmento aumenta la resistencia a la fractura
Prabhakar AR. (218)	2007	Pegar fragmento	<i>In vitro</i>	Humano	Composite	Más resistencia si la unión se realiza con composite

Tabla 5: Trabajos clínicos e *in vitro*.

Autor	Año	Investigación	Tipo estudio	Diente	Sist. Reconst.	Conclusión
Gandhi K. (219)	2006	Pegar fragmento con distintos tallados en superficie	<i>In vitro</i>	Animal	Composite	Mayor preparación en esmalte aumenta la retención
Demarco FF. (28)	2004	Pegar fragmento con distintos tallados en superficie y materiales diferentes	<i>In vitro</i>	Animal	Composite	Los grupos de trabajo presentan gran diferencia con grupo control
Batalocco G. (220)	2012	Resistencia a la fractura de dientes restaurados con composite y cerámica	<i>In vitro</i>	Humano	Composite y cerámica	No observa diferencias significativas
Pusman. (221)	2009	Valoración de materiales y técnicas para pegar fragmento	<i>In vitro</i>	Humano	Adhesivo y composite	Aumenta la resistencia aumentando la superficie de adhesión
García Ballesta C. (3)	2003	Adhesión del fragmento	Clínico	Humano	Composite	Pegar el fragmento es una buena alternativa siempre que esté disponible

La mayoría de los autores (65%) llevaron a cabo estudios clínicos que se centraron básicamente en adherir el fragmento dental fracturado, ya que reflejan lo que sucede habitualmente en la clínica. El 25% de los autores reconstruyeron el fragmento perdido con composite y sólo el 10% restante, reconstruyeron el diente con cerámica.

Estos casos clínicos son casos aislados de los que no se tiene información de la evolución del tratamiento. No permiten comparar situaciones clínicas completamente iguales, ya que la probabilidad de que suceda así, es muy reducida.

Tabla 6: Información detallada de los trabajos *in vitro*.

Autor	Año	Investigación	Diente	Fractura	Veloc	F-P	Consecuencias
Abdulkhayum A. (26)	2014	Resistencia a la fractura con distintos sistemas de pegar fragmento	40 IC humanos	Impacto pala	0.6 mm/min	F	Aumentar la superficie de adhesión con biselés y vaciado del fragmento aumenta la resistencia a la fractura
Vilaplana-Vivo J. (30)	2014	Resistencia fractura con reconstruc. Parciales de cerámica	178 IL humanos	Corte con fresa	Pénd Charp	P	Buen sistema de reconstrucción con valores similares al diente intacto
Batalocco G. (220)	2012	Resistencia a la fractura de incisivos reconstruidos con composite y cerámica	32 IC y 28 IL humanos	Disco	1.5 mm/min	P	No encontró diferencias significativas
Bhargava M. (216)	2010	Resistencia a la fractura con distintos sistemas de pegar fragmento	104 IC sup	Impacto pala	0.6 mm/min	F	Aumentar la superficie de adhesión con biselés y vaciado del fragmento aumenta la resistencia a la fractura
Brusci-Alonso R. (29)	2010	Resistencia a la fractura con distintos sistemas de pegar fragmento	90 inc oveja	Sierra de diamán	500 mm/min	F	Aumentar la superficie de adhesión con biselés y composite, aumenta la resistencia a la fractura
Pusman E. (220)	2009	Resistencia a la fractura con distintos sistemas de pegar fragmento	320 I humano	Impacto pala	10 mm/min	F	Aumentar la superficie de adhesión con biselés y composite, aumenta la resistencia a la fractura
Capp C. (217)	2009	Pegar fragmento valorando distintas técnicas e hidratación	60 I humanos	Disco	1 mm/min	F	La hidratación altera la adhesión. Aumentar la superficie de adhesión con biselés y composite, aumenta la resistencia a la fractura
Gandhi K. (219)	2006	Reconstrucciones de la fractura con distintas preparaciones de esmalte	60 I oveja	Sierra diamán	5 mm/min	F	Mayor preparación en esmalte aumenta la retención
Prabhakar AR. (218)	2007	Pegar fragmento valorando distintos materiales	60 IC humanos	Palas de compres.	Pénd. Charp	P	No diferencias significativas entre compomeros y composite
Demarco FF. (28)	2004	Pegar fragmento con distintos materiales y tallados en superficie	72 I oveja	Sierra diamán	0.6 mm/min	F	Los grupos de trabajo presentan gran diferencia con grupo control. De ellos el más resistente es el grupo con bisel

Agrupamos los sistemas de restauración que han utilizado todos estos autores así:

La mayoría se centra en adherir el fragmento del diente fracturado: Abdulkhayum A. (26), Bhargava M. (216), Brusci-Alonso R. (29), Pusman E. (221), Capp C. (217), Prabhakar AR. (218) y Demarco FF. (28).

Inicialmente se adhería únicamente con agentes adhesivos, cuyo resultado era poco estético dado que era visible la línea de fractura. Además se comprobó que la fuerza de adhesión era muy baja, llegando en algunos casos a valores del 5% con respecto al grupo control.

La técnica de adhesión al fragmento se ha ido mejorando, primero manteniendo el fragmento hidratado y aumentando la superficie de adhesión, con técnicas de biselado circunferencial del esmalte y vaciando el fragmento de dentina. De este modo se ha incrementado ostensiblemente la superficie y mejorado la estética del diente fracturado.

Los demás autores se centraron en como restaurar el diente fracturado si no se había recuperado el fragmento o éste estaba deteriorado:

Batalocco (220) y Vilaplana-Vivo (30) se centraron en reconstruir el diente con restauraciones de cerámica. Batalocco uso carillas de cerámica mientras que Vilaplana-Vivo usó restauraciones parciales de cerámica que restauraban sólo el ángulo perdido.

La reconstrucción del fragmento perdido con composite se llevó a cabo por Gandhi (219) y Batalocco (220).

Análisis descriptivo de estos estudios *in vitro*:

1. El objeto común de estudio ha sido el incisivo (humano-animal). Tan sólo en dos estudios se habla de criterios éticos al trabajar con dientes humanos. La muestra de estudio es reducida. Trabajar con dientes humanos se aproxima más a la realidad, que trabajar con dientes de oveja.
2. El objetivo del estudio ha sido como optimizar y hacer más resistentes a la fractura los distintos sistemas de reconstrucción, tanto para mejorar la adhesión del fragmento, así como, buscar alternativas resistentes para cuando este fragmento no está disponible.
3. La hidratación tanto del diente como del fragmento que se adhiere, mejora la resistencia.
4. Los sistemas de fractura no son en todos los estudios, reproducibles.

5. No en todos los estudios se aplica la fuerza de impacto a nivel vestibular, que es con la que se consiguen situaciones similares a la realidad. Las velocidades son variadas y menores que las de un impacto real.
6. El rápido desarrollo de materiales hace que investigaciones de más de diez años no sean representativas.
7. Hay investigaciones que sólo valoran la fuerza con la que se fractura la muestra, lo que no es representativo de la presión de fractura. Lo determinante es la presión de fractura, para cuya determinación es necesario conocer la superficie.

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3.1. Justificación.

3.2. Objetivos.

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3.1. JUSTIFICACIÓN

La fractura de la corona de los incisivos centrales superiores suele ser el traumatismo más frecuente (exceptuando las concusiones y subluxaciones) en la dentición permanente en el niño y en el adolescente. La mayoría de estas fracturas son no complicadas.

Muchas son las técnicas usadas para reconstruir los dientes anteriores que sufren patologías (del desarrollo, caries, etc) pero hay escasos estudios comparativamente, con las reconstrucciones de estos dientes fracturados en la niñez y en la adolescencia. Entre esas técnicas cabe destacar: coronas de resina, coronas cerámicas y restauraciones de composite

3.2. OBJETIVOS

1. Seleccionar un sistema de fractura reproducible para todos los dientes que van a sufrir impacto.
2. Correlacionar la superficie de adhesión con la resistencia a la fractura.
3. Diseñar un sistema de reconstrucción para que el diente fracturado, posea buena estética y gran resistencia a la fractura.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1. Muestra del estudio.

4.2. Material de trabajo.

4.2.1. Materiales para preparar la muestra.

4.2.2. Material para la fractura de los dientes de los grupos 2, 3 y 4.

4.2.3. Materiales para la preparación y restauración de los distintos grupos de trabajo.

4.2.4. Material para la medición de fuerzas y superficies de fractura.

4.3. Materiales de restauración.

4.3.1. Materiales de grabado de las superficies de trabajo.

4.3.2. Materiales de adhesión.

4.3.3. Materiales de reconstrucción.

4.4. Método.

4.4.1. Metodología.

4.4.2. Medición de fuerzas con Shimadzu Autograph AGS-D Universal.

4.4.3. Medición de superficies de fractura.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1. MUESTRA DE ESTUDIO

La muestra dentaria para la realización de este trabajo de investigación, se obtuvo recopilando dientes extraídos a pacientes por razones terapéuticas, en las provincias de Murcia y Albacete. Escogimos dientes humanos por estar más próximos a la realidad que los dientes de resina y de oveja, que son más asequibles.

El estudio se hizo de acuerdo con los principios éticos de la Declaración de Helsinki realizados por la Asociación Médica Mundial (2013).

De un total de 711 incisivos, se seleccionaron 104, atendiendo a los siguientes criterios:

-Tipo de diente: incisivo central superior permanente.

-Anatomía coronal libre de patología: caries, fracturas, infracciones, materiales de restauración, y depósitos en superficie.

Se dividió la muestra en cuatro grupos seleccionados aleatoriamente:

Grupo 1: es el grupo control y contiene 34 dientes que no han recibido tratamiento alguno.

Grupo 2: contiene 21 dientes que han sido fracturados y posteriormente reconstruidos, pegando los fragmentos nuevamente al diente.

Grupo 3: contiene 18 dientes en los que la estructura dentaria ha sido tallada parcialmente fracturada y reconstruida con un ángulo de cerámica.

Grupo 4: contiene 20 dientes en los que el ángulo perdido por el traumatismo, es sustituido por una reconstrucción de composite.

4.2. MATERIAL DE PREPARACIÓN, FRACTURA Y MEDICIÓN

4.2.1. MATERIALES PARA PREPARAR LA MUESTRA:

Se utilizaron los siguientes materiales para la ubicación de los dientes y su estudio (común para todos los grupos):

-Neitz® binocular loupe BL-3: magnificación 2.6-3X.

- Lupa binocular estereoscópica Olympus® SZ-PT.
- Microscopio de odontología Zeiss® OPMI 111 con cambiador de cinco aumentos.
- Cilindros de cobre y de material plástico de 28mm de diámetro y 40mm de alto.
- Pie de rey.
- Escayola dental tipo extradura.
- Sonda de diagnóstico de caries Maillefer® n°4/6.
- Pinzas Meriam.
- Espátula de composite.
- Polvo de piedra pómez.
- Copas de goma.
- Suero fisiológico.
- Hipoclorito sódico.
- Micromotor de aire intramatic 181M Kavo®.
- Contraángulo 20 CH Kavo®.

4.2.2. MATERIAL PARA LA FRACTURA DE LOS DIENTES DE LOS GRUPOS 2, 3 Y 4:

- Pie de rey.
- Micromotor de aire intramatic 181M Kavo.
- Pieza de mano recta 10 CH Kavo®.
- Discos rígidos 918PB Komet®.

4.2.3. MATERIAL PARA LA PREPARACIÓN Y RESTAURACIÓN DE LOS DISTINTOS GRUPOS DE TRABAJO

- Turbina Kavo Super-Torque 640®.
- Fresas de diamante adaptables a la turbina: 858.014 Komet®.
- Fresas de carburo de tungsteno adaptables a la turbina H7.008 Komet®.
- Hojas de bisturí n°12 Swann-Morton®.

-Fresas de diamante para acabado de composite y adaptables a la turbina: 8368.016, 8858.014, 368EF.016 y 858EF.014 Komet®.

-Fresas de diamante adaptables a la turbina 6881.014 y 839.012 Komet.

-Lámpara Bluephase Ivoclar-Vivadent®.

-Acido ortofosfórico 37% Total Etch Vivadent®.

-Vivastick Vivadent®.

-Vivadent Applicator®.

-Excite Vivadent®.

-IPS EMPRESS 2 Vivadent®.

-Tetric Flow Vivadent®.

-IPS ceramic etching gel Vivadent®.

-Monobond-s Vivadent®.

-Variolink II base Vivadent®.

4.2.4. MATERIAL PARA LA MEDICIÓN DE FUERZAS Y SUPERFICIES DE FRACTURA

-Pie de rey.

-Adaptador de cilindros para trabajos de flexión-compresión diseñado y elaborado por el Profesor García Ballesta.

-Shimadzu Autograph AGS-D Universal Test Machine®.

-Programa de software Lightwave 3D Newtek®.

4.3. MATERIALES DE RESTAURACIÓN

4.3.1. MATERIALES DE GRABADO DE LAS SUPERFICIES DE TRABAJO

Los sistemas de grabado utilizados fueron de Ivoclar-Vivadent®, tanto para los tratamientos con composite, como para la colocación de los ángulos de cerámica: Total-etch® e IPS Empress gel®.

4.3.2. MATERIALES DE ADHESIÓN

EXCITE®

Excite es un adhesivo a esmalte y dentina monocomponente caracterizado por las siguientes ventajas:

- Adhesivo monocomponente (una capa-una polimerización).
- Válido para restauraciones directas e indirectas.
- Basado en una resina de fosfonato.
- Alto contenido en monómero.
- Conteniendo sólo monómeros hidrofílicos.
- Libre de acetona.
- Con relleno.

Con la excepción del nuevo monómero denominado acrilato del ácido fosfónico, todas las sustancias contenidas en Excite® han sido empleadas anteriormente en materiales dentales. El nuevo monómero ha sido evaluado en cuanto a su citotoxicidad, mutagenicidad y capacidad de irritación.

VARIOLINK II®

El sistema Variolink II® pertenece al grupo de cementos de fijación en base a composite de polimerización dual (base y catalizador) o fotopolimerizable y tiene óptimas propiedades, tales como buen rango de colores (cinco), sensibilidad a la luz, liberación de flúor y capacidad de pulido.

Desde 1993, Variolink® se ha convertido en uno de los cementos con mejores resultados estéticos. Junto con el sistema de cerámicas IPS Empress®, Variolink® forma un buen sistema de restauraciones estéticas.

4.3.3. MATERIALES DE RECONSTRUCCIÓN.

TETRIC FLOW®

Tetric Flow® es un material de restauración estético, un composite híbrido de partícula fina, fluido, radiopaco y fotopolimerizable que está basado en la tecnología de Tetric Ceram®.

Se distinguen las siguientes características:

-Excelente humectación de todas las áreas de la cavidad; el material se autoadapta a las paredes de la misma, sin inclusiones de aire y sin necesidad de modelado.

-Excelente acceso incluso a defectos con aperturas muy pequeñas.

-Alta radiopacidad.

-Liberación de flúor.

-Abrasión limitada.

-Cinco rellenos finamente particulados. De este modo se consigue una superficie de restauración muy suave, el material se puede pulir rápida y fácilmente, quedando una sensación agradable para el paciente con un acúmulo reducido de placa bacteriana y superficie final brillante.

-Tetric Flow® fotopolimeriza a una longitud de onda en la zona de 400-500nm (luz azul).

IPS EMPRESS 2®

El método de inyección por calor IPS EMPRESS® permite llevar a cabo de forma rápida y sencilla Veneers, Inlays, Onlays y coronas para dientes anteriores y posteriores altamente estéticas. En estudios de hasta siete años de duración se han obtenido con IPS Empress® resultados clínicos muy positivos, de ahí su selección para este estudio.

Este sistema se caracteriza por ser una cerámica feldespática evolucionada que, permite obtener estructuras más resistentes a espesores mínimos para así vencer algunos de los problemas que planteaban las cerámicas clásicas. Esta cerámica se manipula en estado caliente y se realiza un colado automático, con la principal característica de no tener contracción de cocción, presentando un crecimiento orientado de los cristales de leucita, lo que le proporciona una resistencia a la torsión superior a los 300 MPa.

4.4. MÉTODO

4.4.1. METODOLOGÍA

Los distintos grupos dentarios se seleccionaron al azar. De 711 dientes de partida se escogieron 104 según los criterios anteriormente citados. El estudio se realizó con 93 ya que los 11 restantes vieron alteradas sus características durante la manipulación.

Una vez extraídos cuidadosamente los dientes (sin alterar su anatomía), se mantuvieron hidratados en un baño de agua con hipoclorito al 5% durante una semana y posteriormente en suero fisiológico durante todo el proceso (197).

La superficie de los dientes se limpió con polvo de piedra pómez y con la ayuda de una copa de goma a baja velocidad (200).

Los dientes fueron situados en cilindros de cobre y de plástico (28.0 mm de diámetro y 40.0 mm de alto), que fueron rellenos con escayola extradura (173). El eje del diente se situó paralelo al eje del cilindro y la superficie dentaria fue sumergida hasta 1.0-2.0 mm por encima del cuello anatómico. De esta manera quedaba la mayor parte de la corona expuesta para su manipulación. Estos bloques de escayola permanecieron 7 días sumergidos en suero fisiológico hasta su posterior uso (197).

La muestra se dividió en cuatro grupos seleccionándose los dientes de los distintos grupos al azar.

Elegimos el sistema de corte con disco de diamante como sistema de fractura, para fracturar los dientes de los grupos 2, 3 y 4.

Tras conocer la dimensión mesio-distal del borde incisal, X , se procedió a la fractura controlada del diente a una distancia, $1/2X$ (173).

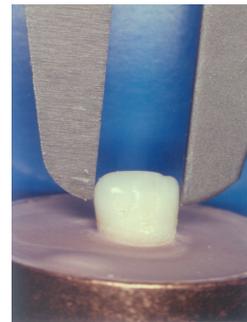
Pared incisal = X



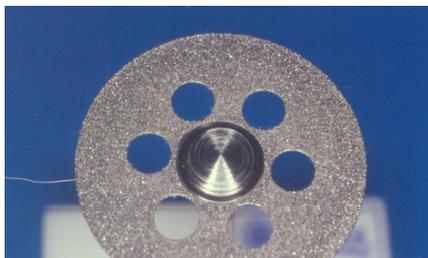
↖ $1/2X = \textit{Pared interproximal}$

De esta manera teníamos una fractura de corona afectando al ángulo mesial o distal. Este sistema aunque es completamente reproducible, dista de la realidad.

Imágenes 1 y 2. Medición diámetro mesiodistal.



Imágenes 3 y 4. Fractura reproducible del fragmento.



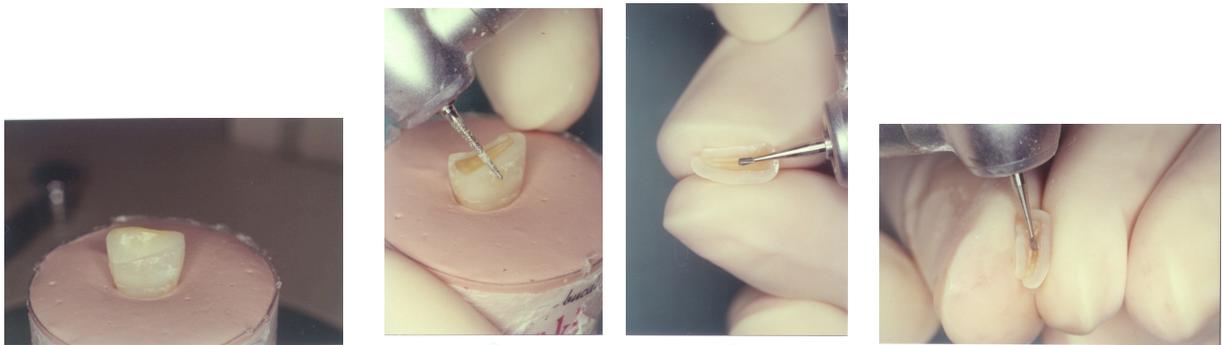
Para tener la misma calidad de corte y para minimizar la pérdida de material dentario, hubo que mantener constante la calidad del sistema a lo largo del proceso.

Una vez inducida la fractura coronaria, los dientes y sus fragmentos se volvían a conservar sumergidos en suero fisiológico hasta proceder a su restauración.

Los dientes del grupo 2 se restauraron recolocando el fragmento del diente fracturado utilizando las actuales técnicas de adhesión. Tras la comprobación del acoplamiento en la zona de fractura se procedió al biselado de los bordes fracturados del esmalte, tanto del diente como del fragmento. El biselado del esmalte, circunferencialmente, se realizó con una inclinación de 45° y en una superficie de 1.5-2.0 mm, con la ayuda de una fresa de diamante

858 EF 0.14 (200). Para no fracturar el esmalte del fragmento, se eliminó la dentina cuidadosamente con una fresa de turbina HT 008 (197 y 203).

Imágenes 5, 6, 7 y 8. Se comprobó el ajuste del fragmento, se biseló el esmalte tanto del fragmento como del pilar y se vació la dentina del fragmento.



El grabado de esmalte de ambas superficies a adherir, se realizó con gel de ácido ortofosfórico al 37% (Total etch®), en un área de 2-2.5 mm durante 15 segundos.

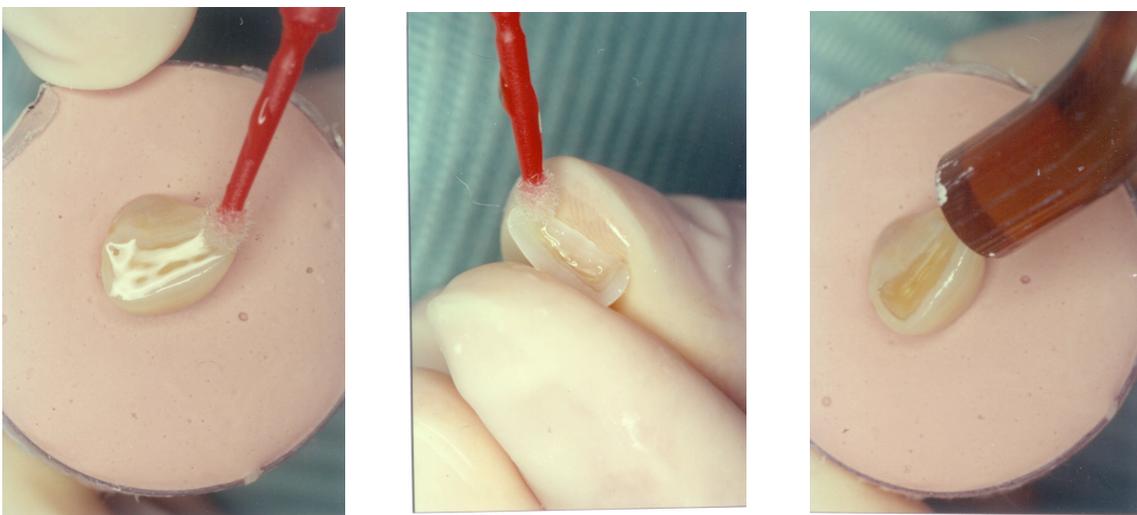
Imagen 9. Grabado de superficies de esmalte.



Tras el lavado minuciosamente con abundante agua del ácido fosfórico, se secaron ambas superficies dentales, con aire sin grasa, observándose las superficies con el característico aspecto blanco tiza. A continuación se aplicó Excite® con la ayuda del Vivadent

Applicator®, a las superficies del diente y del fragmento. Posteriormente se utilizó el spray de aire sin grasa para conseguir una capa de fino espesor y se polimerizaron las superficies del diente y del fragmento durante 20 segundos, a nivel vestibular, palatino y oclusal, con una lámpara de luz halógena (Bluephase®).

Imágenes 10, 11 y 12. Aplicación del adhesivo en ambas superficies adherir y polimerización.



El fragmento anteriormente vaciado fue relleno con Tetric Flow® color A2 (según guía de colores Ivoclar-Vivadent®), y una vez sujetado por medio de las varitas Vivastick®, se procedió a su acercamiento al diente con la supervisión ocular de las lentes binoculares Neitz®. Así se comprobó la correcta posición con respecto al diente. Se eliminaron los restos de material, bien con una sonda de exploración Maillefer 4-6, o bien con una hoja de bisturí nº 12. Se polimerizó durante 40 segundos a nivel vestibular y palatino. La polimerización tuvo lugar de manera perfecta en las zonas profundas de la cavidad, gracias a que la luz de polimerización traspasa la sustancia dental y a que la capacidad de irradiación del esmalte dental en el marco de la longitud de onda de la luz de polimerización, es prácticamente la misma que la de Tetric Flow®.

Imágenes 13 y 14. Rellenamos el fragmento con composite, lo aproximamos al diente y polimerizamos.



Imágenes 15 y 16. Comprobación una vez lo habíamos polimerizado.



El grupo 3 lo forman dientes en los que el fragmento dentario fue desechado y éste fue sustituido por un ángulo de cerámica (173). Esta solución restauradora es menos costosa y menos invasiva que las coronas tradicionales de recubrimiento total.

El tallado con una profundidad no mayor a 0.7-1.0 mm, estaba limitado a las superficies de esmalte vestibular y palatina, quedando dentina expuesta sólo a nivel incisal. Así, el ángulo de cerámica se adhirió al esmalte en las caras palatinas y vestibulares de la preparación.

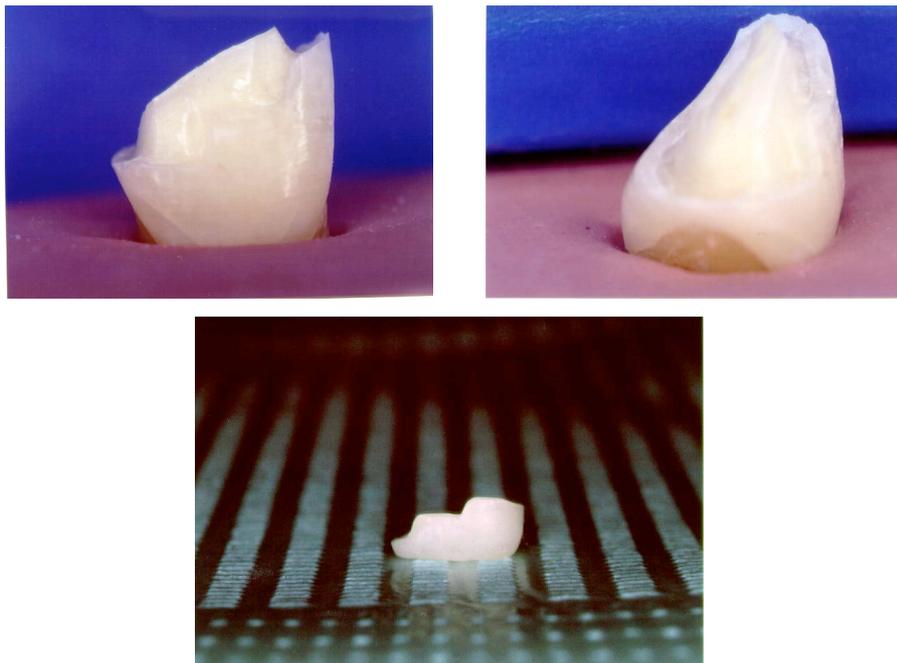
La reducción dentaria se realizó con fresas de diamante a alta velocidad y abundante refrigeración. Primero realizamos un hombro circular con la fresa 6881.014 alrededor de toda la preparación, tanto en la superficie vestibular como palatina, introduciendo la fresa

aproximadamente la mitad de su grosor o diámetro. De esta manera, la profundidad del tallado era aproximadamente 0.7 mm en el espesor del esmalte. En la superficie vestibular se realizaron dos retenciones en forma de ángulo para mejorar las características retentivas del pilar. El ángulo cavo superficial era de 90°. Y por último con la fresa 839.012 de Komet® terminamos el acabado del hombro alrededor de toda la preparación.

Tras tomar registros con silicona hidrófila de adición, se vaciaron en escayola extradura y en el laboratorio, se realizó el modelado en cera y posterior colado de la restauración.

La estructura cerámica se probó en el diente utilizando un gel de glicerina como soporte y cuando todos los ajustes eran correctos se procedió a la fase de cementado.

Imágenes 17, 18 y 19. Diente tallado y la reconstrucción de cerámica finalizada.



Detallamos los diferentes pasos a seguir tanto en la restauración de cerámica como en el diente.

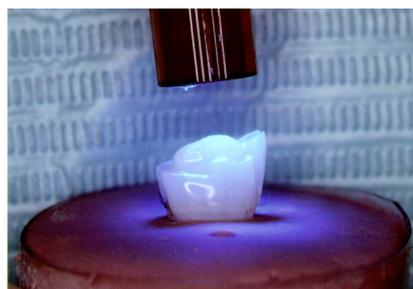
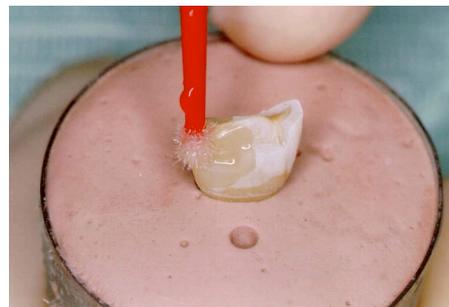
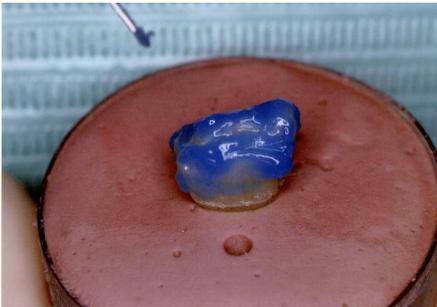
En la restauración de cerámica se procedió al grabado de la superficie interna con ácido fluorhídrico 4,9% (IPS Empress Gel®) durante sesenta segundos, tras lo cual se lavó abundantemente con agua y después se secó. Se aplicó a continuación el agente silanizante (Monobond-S®) y se secó suavemente con el spray de aire sin grasa, dejándolo actuar durante

sesenta segundos. Utilizamos el adhesivo dentinario (Excite®) sobre la superficie de la cerámica, secando suavemente con el spray de aire sin grasa, sin polimerizarlo, por lo que se protegió tras un cristal naranja hasta su cementado.

La preparación dentaria, tras el tallado, incluyó el grabado de toda la superficie del muñón con gel de ácido ortofosfórico (Total Etch®) durante 15-30 segundos. Una vez grabado se lavó con abundante agua y se secó suavemente con el spray de aire sin grasa. A continuación aplicamos el adhesivo dentinario (Excite®) durante diez segundos, se difundió suavemente con spray de aire sin grasa y se fotopolimerizó.

Una vez tratadas las dos superficies a unir procedimos al cementado con Variolink II®. Aplicamos la base en la preparación de cerámica, la cual se introdujo en el diente haciendo leve presión. Se eliminaron los restos en superficie con una hoja de bisturí. Se eliminaron los excesos más groseros de material (203) y se fotopolimerizó 120 segundos en cada superficie, empezando por la palatina y después acabando por la vestibular.

Imágenes 20, 21, 22 y 23. Grabado ácido, aplicación de adhesivo en el diente pilar de la reconstrucción de cerámica, secado y polimerización.



Imágenes 24, 25 y 26. Preparación del fragmento para ser adherido al diente.



Imágenes 27, 28 y 29. Eliminamos material sobrante y cementamos.



El grupo 4 lo forman dientes en los que se desechó el fragmento dentario y éste fue sustituido por un ángulo de composite.

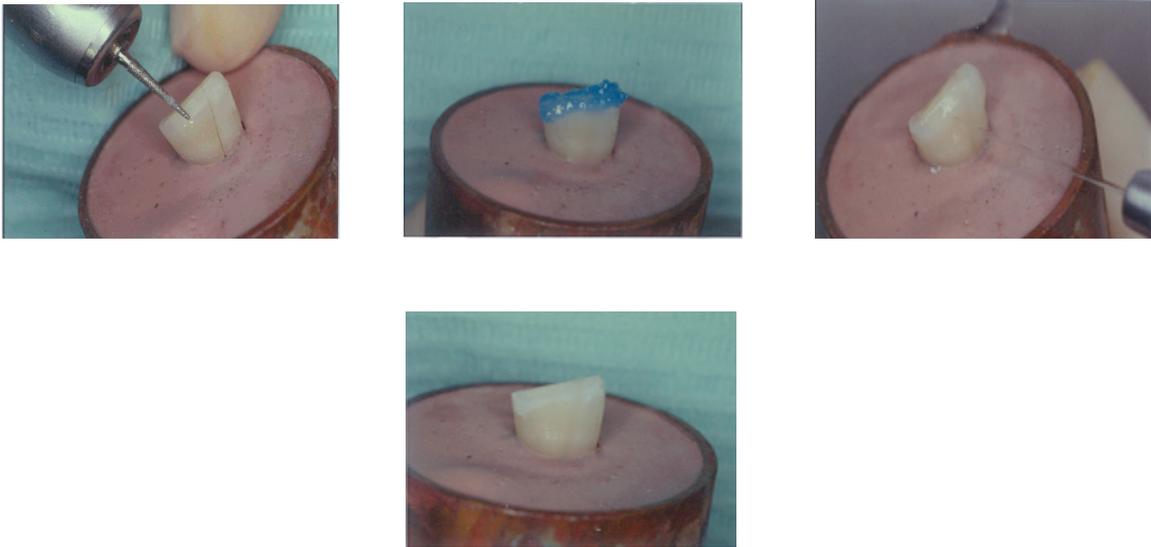
Se procedió al biselado de los bordes fracturados del esmalte del diente, circunferencialmente, con una inclinación de 45° y en una superficie de 1.5-2.0 mm, con la ayuda de una fresa de diamante 858 EF 0.140 (200), a alta velocidad con abundante irrigación. Se realizó el grabado del esmalte, con gel de ácido ortofosfórico 37% (Total etch®), en un área de 2-2.5 mm, durante 15 segundos.

Tras este paso, se lavó el ácido fosfórico minuciosamente con abundante agua y se secó la superficie dental, con aire sin grasa, observándose el característico aspecto blanco tiza. Se aplicó Excite®, con la ayuda del Vivadent Applicator®, a la superficie del diente biselada y fracturada. El spray de aire sin grasa, se utilizó para conseguir una capa de fino espesor y se polimerizaron las superficies vestibular y palatina durante 20 segundos con una lámpara de luz halógena (Bluephase®).

Aplicamos Tetric Flow® color A2 (según guía de colores Vita®) directamente sobre la superficie del diente, con la jeringa de composite y con la ayuda de una espátula destinada para tal fin, bajo la supervisión ocular de las lentes binoculares Neitz®. Utilizando el sistema de polimerización por capas, se llevó a cabo la polimerización de 40 segundos, tanto a nivel vestibular como palatino.

Una vez terminada la reconstrucción, se llevó a cabo el pulido de la superficie del composite con las fresas de diamante para acabado y pulido adaptables a la turbina 8368.016, 8858.014, 368EF.016 y 858EF.014 Komet®. Por último, impregnamos con una fina capa de Excite la superficie restaurada, a la que aplicamos la jeringa de spray de aire sin grasa y polimerizamos durante 20 segundos, tanto en la superficie vestibular como palatina.

Imágenes 30, 31, 32 y 33. Bisel, grabado y lavado-secado del diente fracturado.



Imágenes 34, 35 y 36. Aplicación de adhesivo y reconstrucción con composite.



Una vez restaurados los dientes de los grupos 2, 3 y 4, éstos se volvieron a almacenar en suero fisiológico. Así permanecieron hasta el momento de realización de las pruebas.

4.4.2. MEDICIÓN DE FUERZAS CON SHIMADZU AUTOGRAPH AGS-D UNIVERSAL TEST MACHINE

La Shimadzu Autograph AGS-D Universal Test Machine® es una máquina que incluye tres unidades: la unidad de pruebas, la unidad de control eléctrico con sistema de alarma incluido y el monitor de análisis de fuerzas.

Imágenes 37. Shimadzu Autograph AGS-D Universal Test Machine®.



La unidad de pruebas es el lugar donde se sitúan los especímenes para llevar a cabo los estudios. Ha de estar bien asentada sobre una superficie lisa y estable, en un lugar donde no reciba vibraciones de otros aparatos, a una temperatura entre +5° y +40°, evitando la presencia de gases, de vapores, de la incidencia directa de la luz solar y ambientes con alta humedad y con gran presencia de polvo. En la unidad de pruebas posicionamos el adaptador diseñado por el Profesor García Ballesta para el test de resistencia a tracción-compresión (173).

En la unidad de control eléctrico se encuentran los sistemas eléctricos que garantizan el funcionamiento y correcto suministro de energía a todas las unidades. También dispone del dispositivo luminoso de alarma, que indica si algún procedimiento es incorrecto.

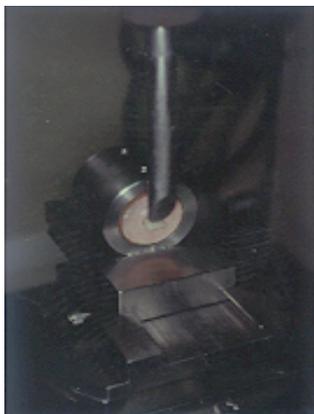
El monitor de análisis de fuerzas consta a su vez de tres pantallas, la primera indica la programación del ejercicio a realizar, la segunda indica la distancia a la que se encuentra el dispositivo de trabajo, y la tercera indica los valores obtenidos según el proceso llevado a cabo y la unidad en que se quiere registrar: Newton en nuestro caso. El monitor posee además un programa en el que se pueden memorizar los distintos resultados, realizar operaciones y cálculos, e incluso análisis estadísticos. En esta investigación se calcularon las superficies de fractura de cada espécimen, que no tenían un valor constante, y después se obtuvo la presión a través de una sencilla operación matemática. $P = F/S$ (presión = fuerza/superficie).

Los ensayos se han realizado con velocidades de 50 y 100 mm/min, que es un valor medio de entre las utilizadas en investigaciones anteriores.

Una vez programado el monitor con la velocidad elegida (50 mm/min ó 100 mm/min), seleccionada la unidad en que se querían los resultados (Newton), y con todos los contadores a cero, se programó “memorizar el valor”, para así visualizar el valor máximo obtenido. A partir de ahí situamos individualmente las muestras de estudio en el adaptador diseñado por el profesor G^a Ballesta.

Aplicamos la fuerza por medio de una pala dirigida perpendicular al eje del diente y centrada en su superficie vestibular (171 y 195). El impacto se produciría a 2.5 mm del borde incisal, distancia que calculamos con la ayuda de un pie de rey (196). Este proceso se realizó de igual manera en todos los dientes de los cuatro grupos: es decir, tanto en los dientes intactos como en los dientes restaurados.

Imágenes 38 y 39. Localización del lugar del impacto.



Una vez fracturados los dientes se procedió a la medición de la superficie de fractura de todos ellos. Así como, al estudio de las características de la fractura en los dientes de los grupos 2, 3 y 4.

4.4.3. MEDICIÓN DE LAS SUPERFICIES DE FRACTURA

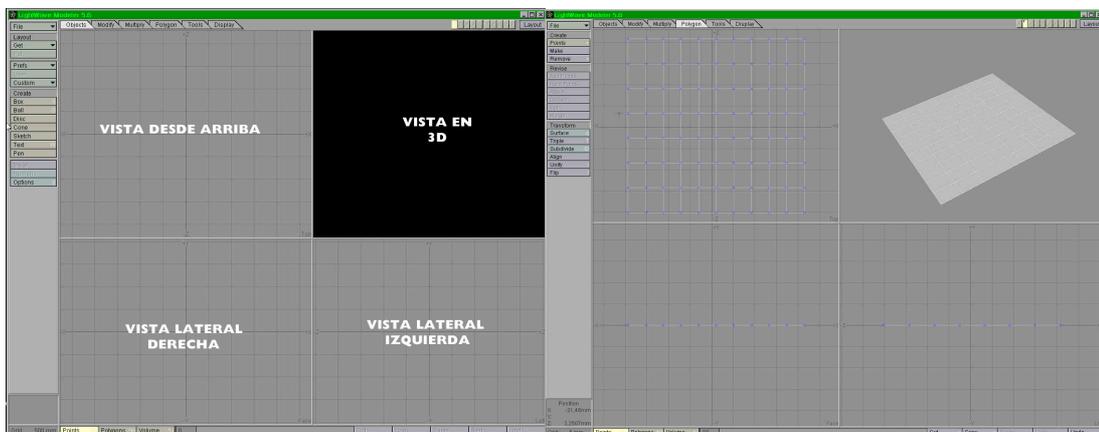
Para la medición de las superficies de fracturas descartamos los tradicionales sistemas de medición tales como las mediciones con fotografías (en dos dimensiones) o el uso del planímetro (en dos dimensiones). Optamos por un sistema de medición tridimensional para obtener resultados más precisos (173 y 198).

Lightwave 3D (de la firma Newtek®) es un programa de animación utilizado ampliamente en la industria del cine y la televisión así como en la medicina forense.

Consta de dos módulos, uno denominado Modeler con el que se crean los modelos en tres dimensiones y otro denominado Layout en el que se cargan los modelos y se les pueden dar movimiento y añadir efectos especiales (luces, sombras, etc).

En la pantalla de Modeler se pueden distinguir cuatro zonas: dos de ellas son vistas laterales, otra una vista superior y en la cuarta se visualiza en tiempo real y en tres dimensiones el objeto que se está creando (nuestra superficie objeto de estudio).

Imágenes 40 y 41. Posicionamiento de las vistas de nuestra superficie.



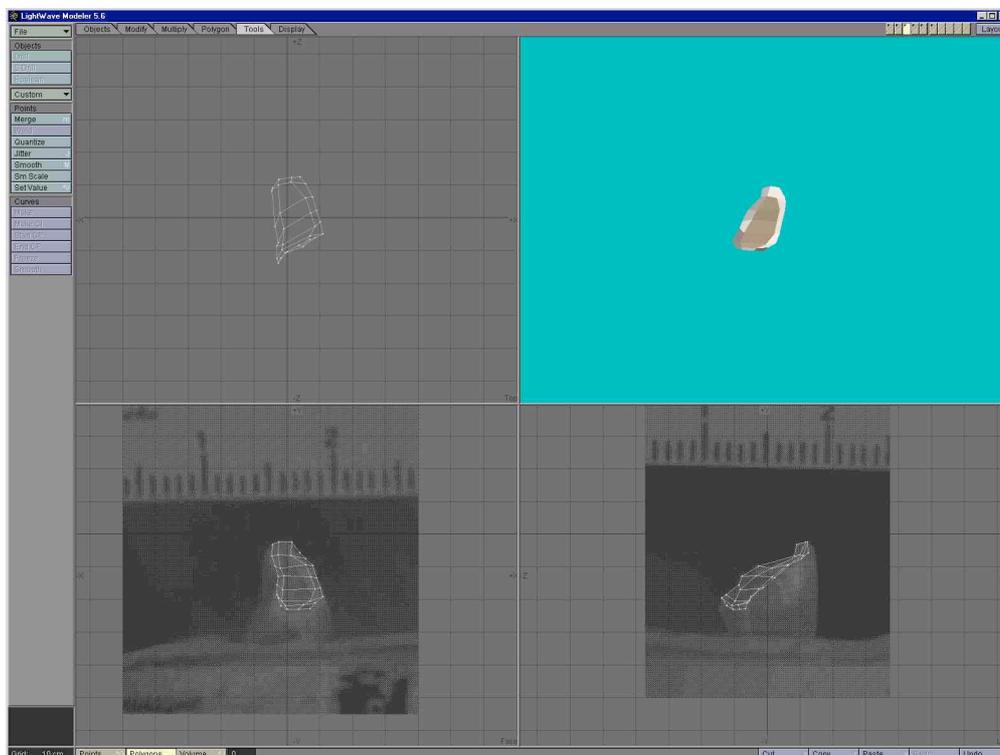
Modeler permite poner de fondo en las vistas cualquier tipo de fichero gráfico (jpg, gif, pcx, wmf, etc). De esta forma y en el caso que nos ocupa partimos de tres fotografías del modelo a crear (dos fotos laterales y una en planta) en las que junto al modelo se fotografía una escala que nos servirá de referencia para la medición. El proceso de la medición es el siguiente:

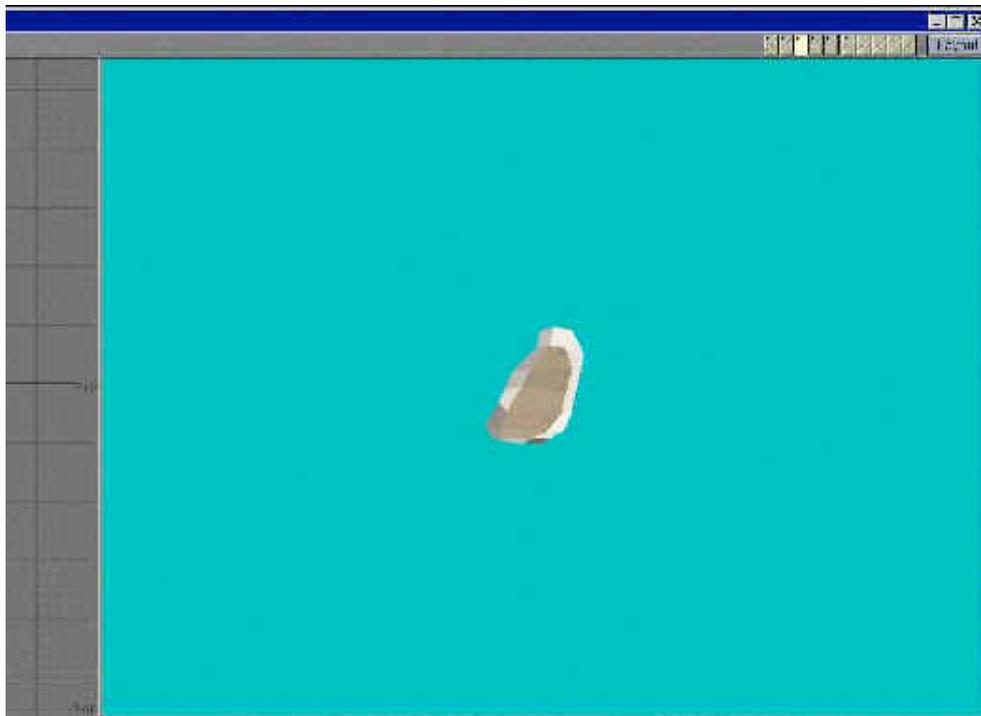
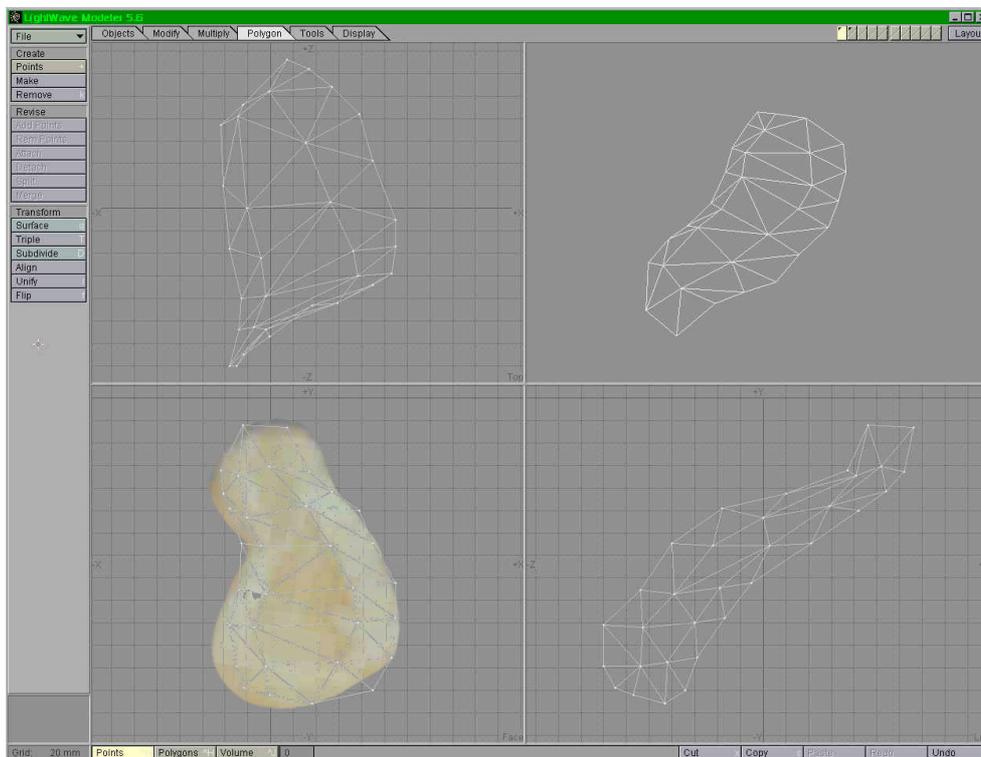
1. Escaneamos las fotografías a una resolución suficiente para tener nitidez en pantalla, en este caso a 450 p.p.p. (puntos por pulgada cuadrada).
2. Pegamos las fotos en las ventanas adecuadas. Ajustamos a la misma escala las tres ventanas.
3. En cada ventana hay una rejilla de líneas o grid, con separación variable. En este caso designamos una separación de líneas de 1mm, para que coincida con el escalímetro que hemos fotografiado con el modelo. De esta forma el modelo de superficie que vamos a obtener tendrá el tamaño real.
4. En cualquiera de las vistas empezamos a dibujar sobre la foto de fondo una malla en dos dimensiones acoplándola lo más precisamente posible a la forma del modelo. En este momento se podrá ajustar cuanto queramos el número de puntos de la malla. Cuantos más puntos dibujemos, más polígonos tendrá la malla y más precisa será la medición, pero también ocupará más recursos del ordenador ya que el objeto 3D será más complejo y éste se podría quedar “bloqueado” en el proceso de cálculo.
5. En las otras vistas se van “estirando” los puntos de la malla hasta que quedan perfectamente colocados en el modelo. Una vez que hemos “estirado” los puntos en las tres vistas, ya tenemos el modelo en tres dimensiones, que lo podemos ver en la vista 3D y moverlo en cualquier dirección. Ahora tenemos que medirlo.
6. Seleccionamos los polígonos que forman la superficie que queremos medir, le damos un nombre y lo guardamos como un objeto separado.
7. Modeler no mide superficies directamente, por lo que el fichero generado (LWO: lightwave object) lo tenemos que exportar a un fichero con extensión DXF (Drawing Exchange Format: formato de intercambio de dibujos). Antes de exportar el objeto creamos un objeto cúbico de 1 x 1 x 6 mm de referencia para la medida. Más adelante veremos como lo utilizamos.

8. Exportamos el objeto y creamos un fichero DXF que se puede utilizar en cualquier programa de CAD (Computer Aided Design: Diseño asistido por ordenador). Estos programas si pueden medir superficies, tanto de objetos en dos dimensiones como en 3. En este caso utilizamos el programa MicroStation SE de la firma Bentley.
9. Abrimos el fichero del cubo que habíamos creado y como es de esperar mide $1 \times 1 \times 6 = 6 \text{ mm}^3$. Vemos que el paso del objeto de un formato a otro se ha realizado correctamente por lo que es de suponer que la medición del modelo real es igualmente precisa.
10. Abrimos el fichero de la superficie a medir, seleccionamos la superficie y con el comando Measure Area la medimos.

Una vez medidas todas las superficies de fractura se calculó la presión al dividir la fuerza por la superficie y así obtuvimos la presión resultante medida en megapascales.

Imágenes 42, 43 y 44. Obtención de la superficie de fractura.





5. RESULTADOS

5.1. Tablas de resultados de los distintos grupos dentarios.

5.2. Resultados estadísticos.

5.2.1. Material y metodología estadística.

5.2.1.1. Análisis descriptivo general.

5.2.1.1.1. Análisis descriptivo grupo 1.

5.2.1.1.2. Análisis descriptivo grupo 2.

5.2.1.1.3. Análisis descriptivo grupo 3.

5.2.1.1.4. Análisis descriptivo grupo 4.

5.2.1.2. Estudio de presiones en los distintos grupos.

5. RESULTADOS

A continuación se exponen las tablas con los resultados de las fuerzas que se han aplicado para fracturar los dientes, la velocidad del impacto, la superficie de fractura y la presión resultante. En los grupos 2, 3 y 4 han sido estudiadas las características de la superficie de fractura.

5.1. TABLAS DE RESULTADOS DE LOS DISTINTOS GRUPOS DENTARIOS.

Las tablas de resultados del Grupo 1-grupo de control, contiene 34 dientes que no han recibido tratamiento alguno. En ella figuran los datos de la prueba: velocidad del impacto (mm/min), fuerza (N), superficie (mm²) y presión (MPa). Aquí no estudiamos la superficie de fractura.

Tabla 1. Resultados del grupo1 para velocidad de 50 mm/min

<u>DIENTE</u>	<u>FUERZA (N)</u>	<u>SUPERFICIE (mm²)</u>	<u>PRESION (MPa)</u>
1	273.0	40.7	6.7
2	142.0	25.11	5.65
3	136.0	15.2	8.9
4	270.0	17.26	15.6
5	150.5	7.48	20.1
6	238.0	17.67	13.5
7	214.0	42.26	5.1
8	220.0	7.98	27.6
9	248.0	11.55	21.5
10	395.0	8.97	44.1
11	144.5	5.27	27.4
12	172.0	7.87	21.9
13	332.5	10.75	30.1
14	194.0	7.65	25.4
15	165.5	14.6	11.4
16	120.0	25.9	4.7
17	73.0	60.4	1.2
18	238.5	42.6	5.6
19	239.5	42.6	5.7

Tabla 2. Resultados del grupo 1 para velocidad de 100 mm/min.

DIENTE	FUERZA (N)	SUPERFICIE (mm²)	PRESION (MPa)
1	190.5	9.2	20.7
2	128.5	11.3	11.4
3	162.5	46.4	3.6
4	281.0	27.3	10.3
5	142.0	34.9	4.1
6	149.0	23.4	6.4
7	217.5	6.7	32.3
8	528.0	42.4	12.5
9	238.0	15.3	15.6
10	273.0	6.5	42
11	383.5	25.9	14.8
12	273.5	21.3	12.8
13	187.0	7.98	23.4
14	184.5	25.11	7.3
15	70.0	7.4	9.4

Las tablas del Grupo 2 (21 dientes que han sido fracturados y posteriormente reconstruidos vaciando los fragmentos y pegándolos nuevamente al diente) contiene la velocidad del impacto, la fuerza, la superficie de la fractura, la presión resultante, el lugar de la fractura (en la zona de unión, en el ángulo de la fractura o el diente) y la presencia o no de restos de material de unión en superficie (vestibular o palatina).

Tabla 3. Resultados del grupo 2 para velocidad de 50 mm/min.

<u>DIENTE</u>	<u>FUERZA (N)</u>	<u>SUPERFICIE (mm²)</u>	<u>PRESION (MPa)</u>	<u>LUGAR DE FRACTURA</u>	<u>RESTOS DE COMPOSITE</u>
1	209.5	32.1	6.5	Unión	En cara vestibular
2	223.5	24.5	9.2	Unión	-----
3	265.5	25.5	10.4	Unión	En cara vestibular
4	259.0	15.8	16.4	Unión	En cara palatina
5	313.0	16.4	19.1	Unión	En cara vestibular
6	297.5	24.6	12.1	Unión	-----
7	175.0	13.2	13.3	Unión	-----
8	184.5	12.1	15.2	Unión	En cara vestibular
9	239.0	15.3	15.6	Unión	-----
10	221.5	16.2	13.7	Unión	En cara vestibular

Tabla 4. Resultados del grupo 2 para velocidad de 100 mm/min.

<u>DIENTE</u>	<u>FUERZA</u> <u>(N)</u>	<u>SUPERFICIE</u> <u>(mm²)</u>	<u>PRESION</u> <u>(MPa)</u>	<u>LUGAR DE</u> <u>FRACTURA</u>	<u>RESTOS DE</u> <u>COMPOSITE</u>
1	248.0	7.8	31.7	Unión	-----
2	179.0	15.5	11.6	Unión	-----
3	140.0	16.3	8.6	Unión	En cara vestibular
4	340.0	45.7	7.4	Unión	En cara vestibular
5	160.5	24.5	6.5	En el ángulo	-----
6	185.5	28.3	6.6	Unión y dentaria	En cara vestibular
7	125.0	22.5	5.6	Unión	-----
8	202.0	36.2	5.6	Unión	-----
9	237.0	41.1	5.8	Unión	En cara vestibular
10	296.0	36.5	8.1	Unión y dentaria	En cara vestibular
11	274.0	35.6	7.7	Unión	En cara vestibular

Las tablas del Grupo 3 (18 dientes en los que la estructura dentaria ha sido tallada parcialmente para posteriormente colocar un ángulo de cerámica) contienen la velocidad del impacto, la fuerza, la superficie de fractura, el lugar en el que se produce la misma (por la unión, por la cerámica, o por el diente), el estado del muñón (intacto o fracturado), el estado de la carilla (si sale en una pieza o fragmentada) y si permanece cerámica unida al diente (en las zonas retentivas de la cara vestibular).

Tabla 5. Resultados del grupo 3 para velocidad de 50 mm/min.

<u>DIENTE</u>	<u>F (N)</u>	<u>S (mm²)</u>	<u>P (MPa)</u>	<u>LUGAR DE FR.</u>	<u>ESTADO DEL MUÑO</u>	<u>CERAMICA ADH. DIENTE</u>	<u>ESTADO CARILLA</u>
1	252.5	18.4	13.7	Unión	Intacto	No	Una pieza
2	357.5	7.89	45.3	Cerámica	Fracturado	Si	Fracturada
3	400.5	11.8	33.9	Dent. y cer.	Fracturado	Si	Fracturada
4	450.0	26.65	16.9	Cerámica	Intacto	Si	Fracturada
5	249.5	17.37	14.4	Unión	Intacto	No	Una pieza
6	436.5	23.13	18.9	Unión	Intacto	Si	Una pieza
7	384.5	22.8	16.9	Unión	Fracturado	Si	Una pieza
8	316.5	21.97	14.4	Unión	Intacto	Si	Fracturada
9	382.0	14.79	25.8	Unión	Intacto	Si	Una pieza

Tabla 6. Resultados del grupo 3 para velocidad de 100mm/min.

<u>DIENTE</u>	<u>F (N)</u>	<u>S (mm²)</u>	<u>P (MPa)</u>	<u>LUGAR DE FRACT</u>	<u>ESTADO DEL MUÑO</u>	<u>CERAMICA ADH. DIENTE</u>	<u>ESTADO CARILLA</u>
1	140.0	16.26	8.6	Dent. y cer.	Fracturado	Si	Fracturada
2	291.5	19.06	15.3	Unión	Intacto	Si	Una pieza
3	305.0	15.49	19.7	Unión	Intacto	Si	Una pieza
4	241.0	21.49	11.2	Unión	Intacto	Si	Una pieza
5	375.0	19.61	19.2	Cerámica	Fracturado	Si	Fracturada
6	259.0	12.2	21.2	Unión	Fracturado	No	Fracturada
7	357.0	20.76	17.2	Cerámica	Intacto	Si	Fracturada
8	472.5	18.27	25.9	Unión	Intacto	Si	Una pieza
9	285.0	17.72	16.1	Unión	Intacto	Si	Una pieza

Las tablas del Grupo 4 (20 dientes en los que el ángulo perdido por el traumatismo es sustituido por una reconstrucción de composite) contienen la velocidad del impacto, la fuerza, la superficie de la fractura, la presión resultante, el lugar de la fractura (por la zona de unión o por el diente) y la presencia o no de restos de material restaurador en la superficie de fractura dentaria:

Tabla 7. Resultados del grupo 4 para velocidad de 50 mm/min.

<u>DIENTE</u>	<u>FUERZA (N)</u>	<u>SUPERFICIE (mm²)</u>	<u>PRESION (MPa)</u>	<u>LUGAR FX</u>	<u>RESTOS DE COMPOSITE</u>
1	175.0	24.4	7.17	Unión y diente	Si en el fragto.
2	226.0	29.7	7.6	Unión	Si en el diente
3	123.5	28.2	4.4	Unión	No
4	246.0	21.2	11.6	Unión	No
5	178.0	33.7	5.3	Unión	Si en el diente
6	241.5	19.5	12.4	Unión	No
7	127.5	28.3	4.5	Dentaria	Si en el fragto.
8	259.0	21.6	12.0	Unión	Si en el diente
9	190.0	44.2	4.3	Unión y dentaria	Si en el fragto
10	226.5	30.6	7.4	Unión	No

Tabla 8. Resultados del grupo 4 para velocidad de 100 mm/min.

<u>DIENTE</u>	<u>FUERZA (N)</u>	<u>SUPERFICIE (mm²)</u>	<u>PRESION (MPa)</u>	<u>LUGAR FX</u>	<u>RESTOS DE COMPOSITE</u>
1	247.0	21.3	11.6	Unión	No
2	246.5	36.1	6.8	Unión	Si en el diente
3	214.0	25.4	8.4	Unión	No
4	225.0	27.3	8.3	Unión	No
5	226.5	21.5	10.5	Unión	No
6	195.0	52.2	3.7	Unión	No
7	216.5	39.5	5.5	Unión	Si en el diente
8	197.0	36.0	5.5	Unión	No
9	173.0	24.6	7.0	Unión y dentaria	Si en el fragmento
10	280.5	48.5	5.8	Unión	Si en el diente

5.2. RESULTADOS ESTADÍSTICOS

5.2.1. MATERIAL Y METODOLOGÍA ESTADÍSTICA

El análisis descriptivo realizado contiene en formato de tablas, la distribución simple y cruzada de frecuencias de todos aquellos factores de interés, así como las medias, desviación estándar y rango para las variables continuas.

Las técnicas estadísticas empleadas dependen del tipo y distribución estadística de la variable, tamaño muestral implicado y distribución de los casos en la correspondiente tabla de contingencia. En concreto, se han utilizado:

- Test de Kolmogorov-Smirnov: para contrastar si la presión de ruptura se distribuye según una normal. Se ha comprobado que es así y por tanto se han aplicado pruebas estadísticas paramétricas.

- Prueba ANOVA de un factor: se ha utilizado para contrastar la influencia de un factor con dos o más niveles sobre la variable dependiente (presión de ruptura), cuando ésta sigue una distribución normal. Por ejemplo, ver si la presión media ejercida sobre el diente es diferente entre los grupos (tratamientos implicados).

5.2.1.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO GENERAL:

La muestra está dividida en cuatro grupos de trabajo:

-Grupo 1 ó grupo control: lo forman 34 dientes intactos.

-Grupo 2: los dientes tras ser fracturados son reconstruidos uniendo el fragmento al diente. Lo forman 21 dientes.

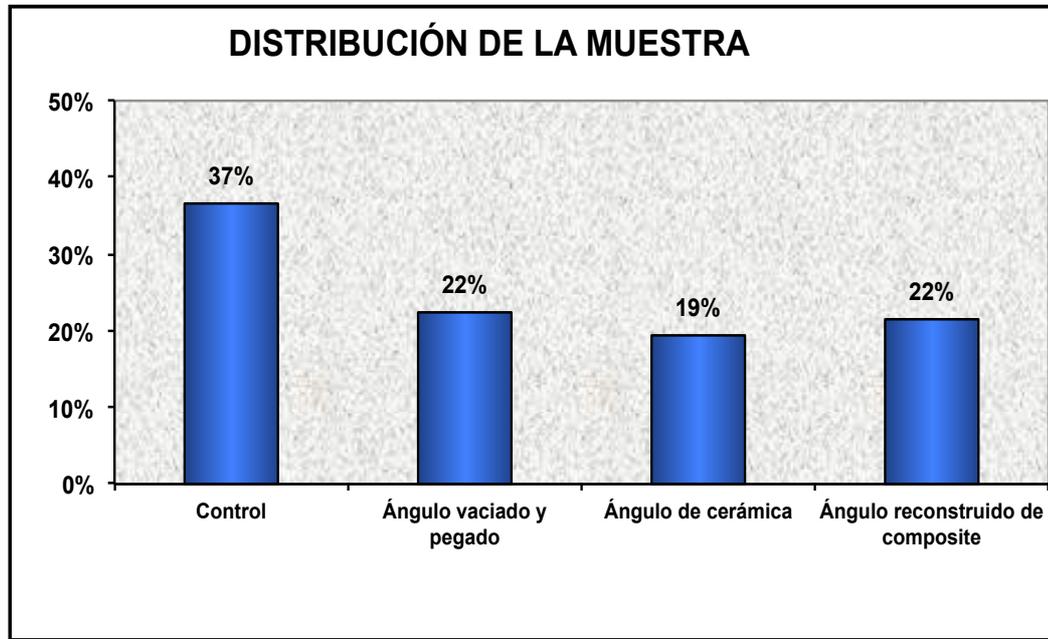
-Grupo 3: los dientes son restaurados tallando levemente el pilar, para colocar en él, un ángulo de cerámica. Está formado por 18 dientes.

-Grupo 4: en los dientes fracturados, el ángulo perdido se reconstruye con una restauración de composite. Consta de 20 dientes.

Tabla 9. Los dientes de que consta cada grupo y su porcentaje.

	Número de dientes	Porcentaje
Grupo 1	34	36,6%
Grupo 2	21	22,6%
Grupo 3	18	19,4%
Grupo 4	20	21,5%
Total	93	100%

Gráfica 1. La distribución de la muestra en grupos ha quedado de la siguiente forma.



Antes de entrar a analizar cada uno de los grupos, se ha realizado una descripción global de la muestra. En ella, se han analizado las variables comunes en cada uno de los grupos: la presión y la velocidad.

Tabla 10. Recoge la presión media máxima (MPa) de ruptura en cada uno de los grupos.

PRESIÓN MEDIA según GRUPO					
	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
GRUPO 1	34	15,6	11,0	1,20	44,10
GRUPO 2	21	11,3	6,2	5,60	31,70
GRUPO 3	18	19,7	8,7	8,60	45,30
GRUPO 4	20	7,5	2,8	3,70	12,40

Tabla 11 y 12. Presiones medias de ruptura en los grupos, según las dos diferentes velocidades de impacto. En la primera tabla la velocidad es de 50 mm/min, y en la segunda es de 100 mm/min.

VELOCIDAD = 50 mm/min: PRESIÓN MEDIA según GRUPO					
	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
GRUPO 1	19	15,9	11,5	1,20	44,10
GRUPO 2	10	13,2	3,7	6,50	19,10
GRUPO 3	9	22,2	10,9	13,70	45,30
GRUPO 4	10	7,7	3,2	4,30	12,40

VELOCIDAD = 100 mm/min: PRESIÓN MEDIA según GRUPO					
	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
GRUPO 1	15	15,1	10,7	3,60	42,00
GRUPO 2	11	9,6	7,5	5,60	31,70
GRUPO 3	9	17,2	5,2	8,60	25,90
GRUPO 4	10	7,3	2,4	3,70	11,60

En general se aprecia que las presiones de ruptura son algo inferiores en cada grupo cuando la velocidad es de 100 mm/min.

Del presente estudio han sido eliminados aquellos dientes que sufrieron ruptura radicular en el proceso de manipulación de las pruebas.

La distribución de estos dientes es la siguiente:

- Grupo 1: se eliminaron 6 dientes: 3 bajo la velocidad de 50 mm/min, y otros 3 bajo la velocidad de 100 mm/min.
- Grupo 2: 1 diente descartado a la velocidad de 100 mm/min.
- Grupo 3: 4 dientes descartados siendo dos de cada velocidad.
- Grupo 4: 2 dientes descartado a la velocidad de 100 mm/min.

A la vista de estos datos, no parece existir ninguna relación entre la velocidad y la probabilidad de que el diente se rompa a nivel radicular. Lo que si se aprecia es que la probabilidad de ruptura en este punto, es mayor en el grupo control y en el grupo de dientes reconstruidos con ángulo de cerámica, para ambas velocidades. Es decir, dado que en este

grupo 1 el diente no presenta ningún punto débil, es más probable la ruptura por zonas distintas a la de interés. Al no haber un ligamento periodontal con capacidad amortiguadora, es más fácil que se presenten este tipo de fracturas.

5.2.1.1.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL GRUPO 1

Este grupo está compuesto por 34 dientes. La presión media ejercida ha sido 15.6 MPa (D.E. 11). Se ha aplicado una velocidad de impacto de 50 mm/min a 19 dientes, y de 100 mm/min para los 15 restantes. Aplicando un contraste T de medias (equivalente a una prueba ANOVA de una vía), no se aprecian diferencias significativas de la presión media en función de la velocidad de impacto aplicada, (p-valor = 0.837).

Tabla 13, 14 y 15. Muestran la presión media (MPa), la velocidad (mm/min) y la presión media (MPa) en función de la velocidad.

GRUPO 1: PRESIÓN MEDIA

	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
	34	15,6	11,0	1	44

GRUPO 1: VELOCIDAD

		N	%
TOTAL		34	100,0%
mm/min	50,00	19	55,9%
	100,00	15	44,1%

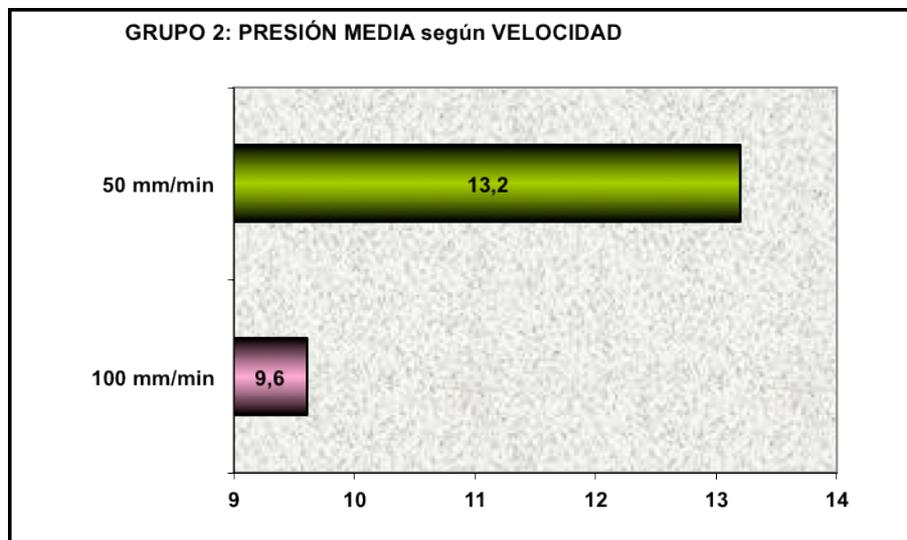
GRUPO 1: PRESIÓN MEDIA según VELOCIDAD

	mm/min	
	50,00	100,00
Casos	19	15
Media	15,9	15,1
DE	11,5	10,7
Mínimo	1	4
Máximo	44	42

5.2.1.1.2. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL GRUPO 2

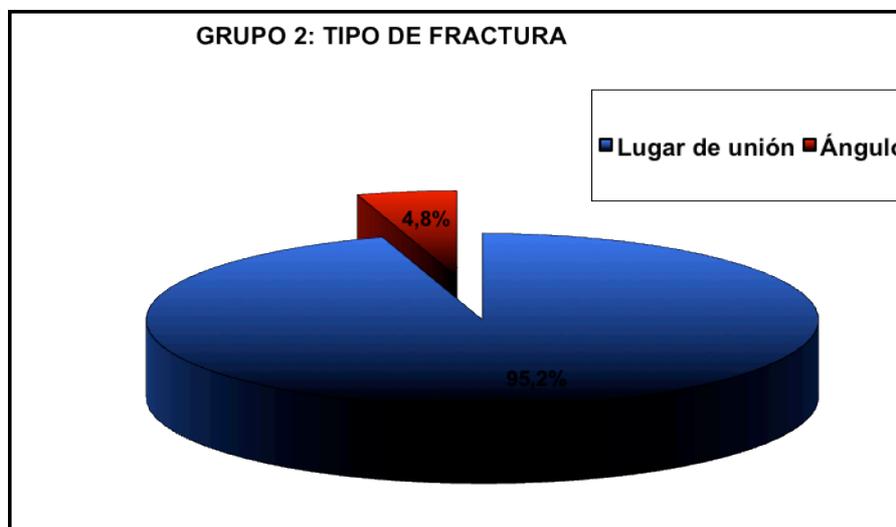
Este grupo está compuesto por 21 dientes. La presión media ejercida ha sido 11.3 MPa (D.E. 6.2). Se aplicó una velocidad de impacto de 50 mm/min a 10 dientes, y de 100 mm/min para los 11 restantes. No se aprecian diferencias significativas (ANOVA de una vía) de la presión media en función de la velocidad de impacto aplicada (p-valor = 0.190).

Gráfica 2. Presión media según velocidad.



Atendiendo al tipo de fractura, observamos que en 20 casos fue por el lugar de unión, mientras que sólo en un caso fue en el ángulo (fragmento adherido).

Gráfica 3. Lugar de la fractura.



Después de la fractura, en 12 de los 21 dientes del grupo se encontraron restos de composite. En 11 dientes se observaban restos de composite en la cara vestibular, y en 1, estos restos se apreciaban en la cara palatina.

Los doce dientes en los que se encontró composite correspondían a fractura por el lugar de unión.

Gráfica 4. Localización de los restos de composite.

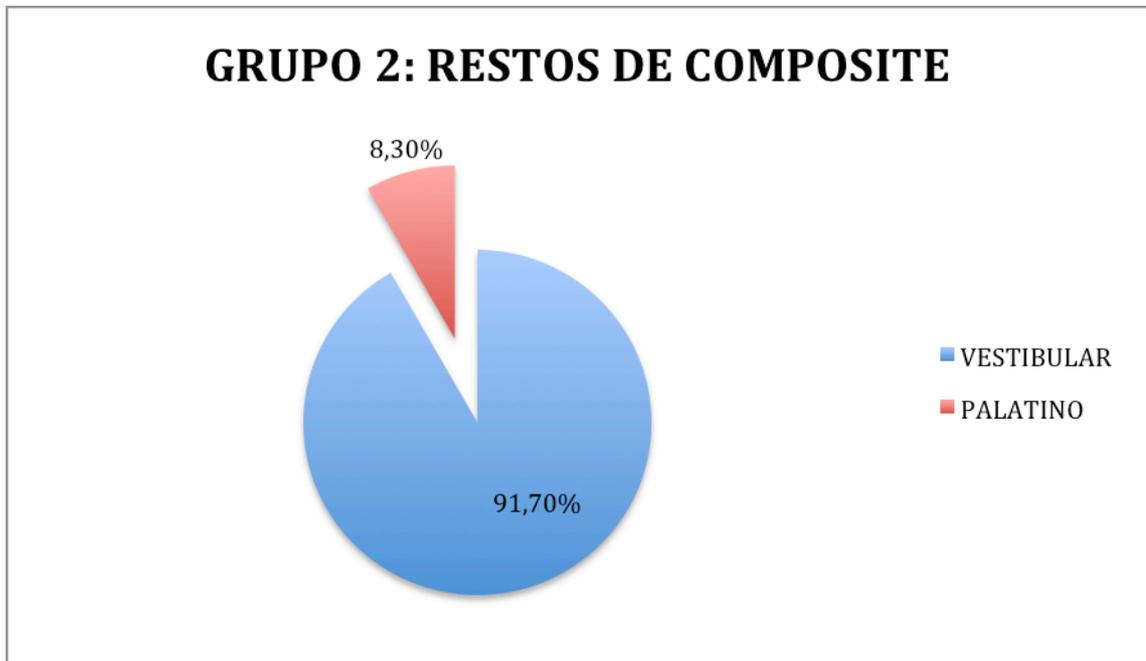


Tabla16. Presión media de fractura (MPa).

GRUPO 2: PRESIÓN MEDIA

	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
	21	11,3	6,2	6	32

Tabla17. Dientes sometidos a impacto con distintas velocidades.

GRUPO 2: VELOCIDAD

	N	%
TOTAL	21	100,0%
50,00	10	47,6%
100,00	11	52,4%

Tabla18. Presión media (MPa) según velocidad (mm/min).

GRUPO 2: PRESIÓN MEDIA según VELOCIDAD

	50,00	100,00
Casos	10	11
Media	13,2	9,6
DE	3,7	7,5
Mínimo	7	6
Máximo	19	32

Tabla19. Lugar de la fractura.

GRUPO 2: TIPO DE FRACTURA

	N	%
TOTAL	21	100,0%
FRACTURA Por lugar de unión	20	95,2%
Por el ángulo	1	4,8%

Tabla 20. Presión media de fractura (MPa).

GRUPO 2: PRESIÓN MEDIA según TIPO FRACTURA

	FRACTURA	
	Por lugar de unión	Por el ángulo
Casos	20	1
Media	11,5	6,5
DE	6,2	,
Mínimo	6	7
Máximo	32	7

Tabla 21. Localización de los restos de composite.

	N	%
TOTAL	12	100,0%
Cara Vestibular	11	91,7%
Palatina	1	8,3%

5.2.1.1.3. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL GRUPO 3

Este grupo está compuesto por 18 dientes. La presión media ejercida ha sido 19.7 MPa (D.E. 8.7). A la mitad de los dientes (9 dientes) se les ha aplicado una velocidad de impacto de 50 mm/min, y a la otra mitad de 100 mm/min. No se aprecian diferencias significativas de la presión media en función de la velocidad de impacto aplicada (p-valor = 0.223).

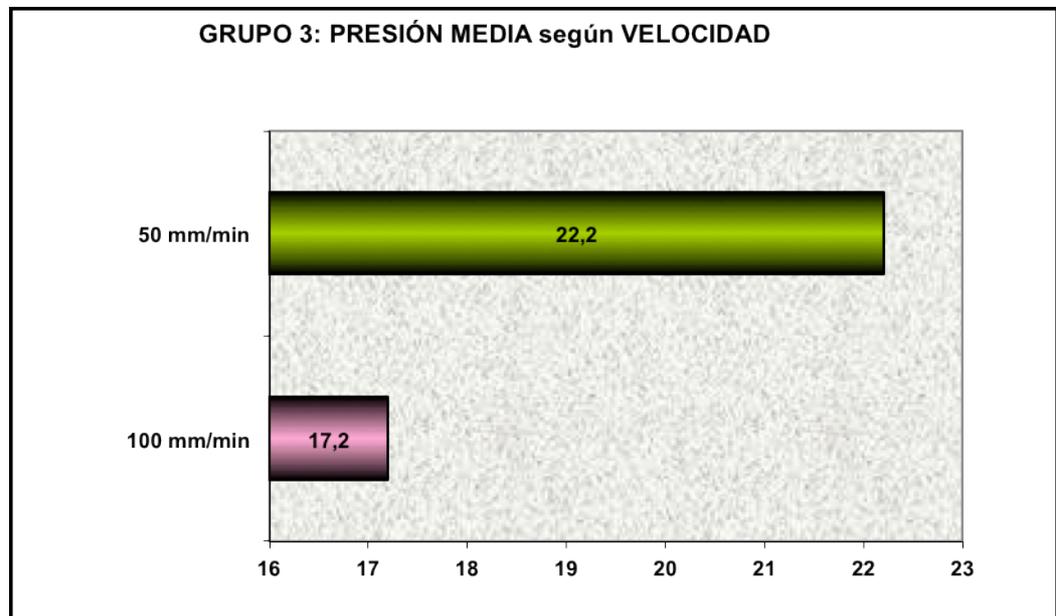
Tabla 22. Porcentajes de dientes sometidos a impacto a distintas velocidades.

GRUPO 3: VELOCIDAD

	N	%
TOTAL	18	100,0%
50,00	9	50,0%
100,00	9	50,0%

Atendiendo al tipo de fractura, en 12 casos fue por el lugar de unión, en 4 dientes se fracturó la cerámica, y en 2 la fractura fue dentaria y cerámica.

Gráfica 5. Se muestra la presión media (MPa) en función de la velocidad (mm/min).



Gráfica 6. Localización del lugar de la fractura.

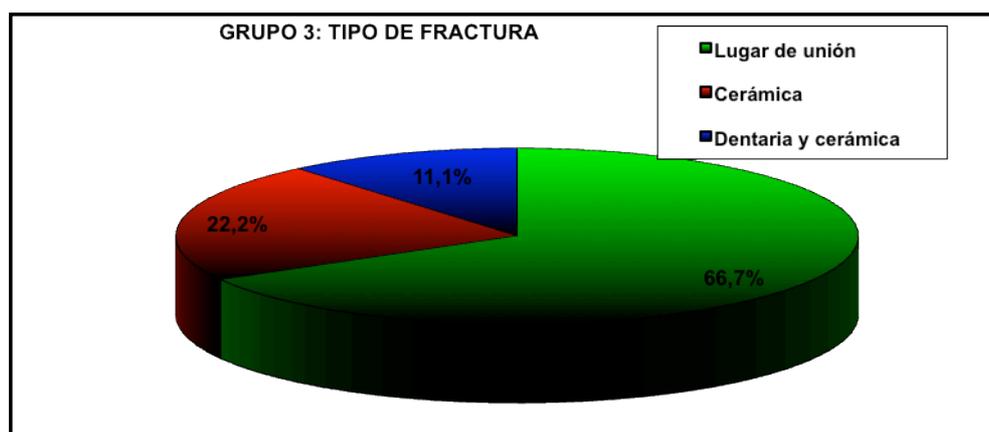


Tabla 23. Presión media de fractura (MPa).

GRUPO 3: PRESIÓN MEDIA

	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
	18	19,7	8,7	9	45

Tabla 24. Muestra la presión media (MPa) según la velocidad (mm/min) del impacto.

GRUPO 3: PRESIÓN MEDIA según VELOCIDAD

	mm/min	
	50,00	100,00
Casos	9	9
Media	22,2	17,2
DE	10,9	5,2
Mínimo	14	9
Máximo	45	26

Tabla 25. Lugar de fractura.

GRUPO 3: TIPO DE FRACTURA

	N	%
TOTAL	18	100,0%
FRACTURA Por lugar de unión	12	66,7%
De la cerámica	4	22,2%
Dentaria y de cerámica	2	11,1%

Tabla 26. Presión media (MPa) y su relación con el lugar de la fractura.

GRUPO 3: PRESIÓN MEDIA según TIPO FRACTURA

	FRACTURA		
	Por lugar de unión	De la cerámica	Dentaria y de cerámica
Casos	12	4	2
Media	17,8	15,5	39,6
DE	4,7	4,7	8,1
Mínimo	11	9	34
Máximo	26	19	45

Después de la fractura, en 14 de los 18 dientes del grupo se encontraron restos de cerámica. Los 4 dientes en los que no quedó cerámica habían sufrido fractura por el lugar de unión.

Se observó el estado en que quedaba el muñón después de la fractura. Así, en 12 casos de la muestra el muñón permanecía intacto, mientras que en 6 dientes se fracturaba.

Gráficas 7 y 8. Porcentaje de dientes en los que quedó resto de cerámica y cómo quedó el diente tras el impacto.

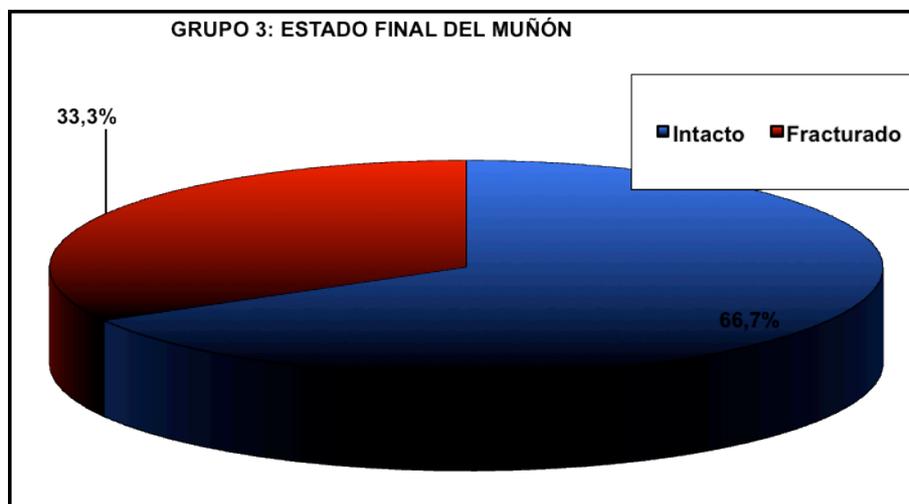
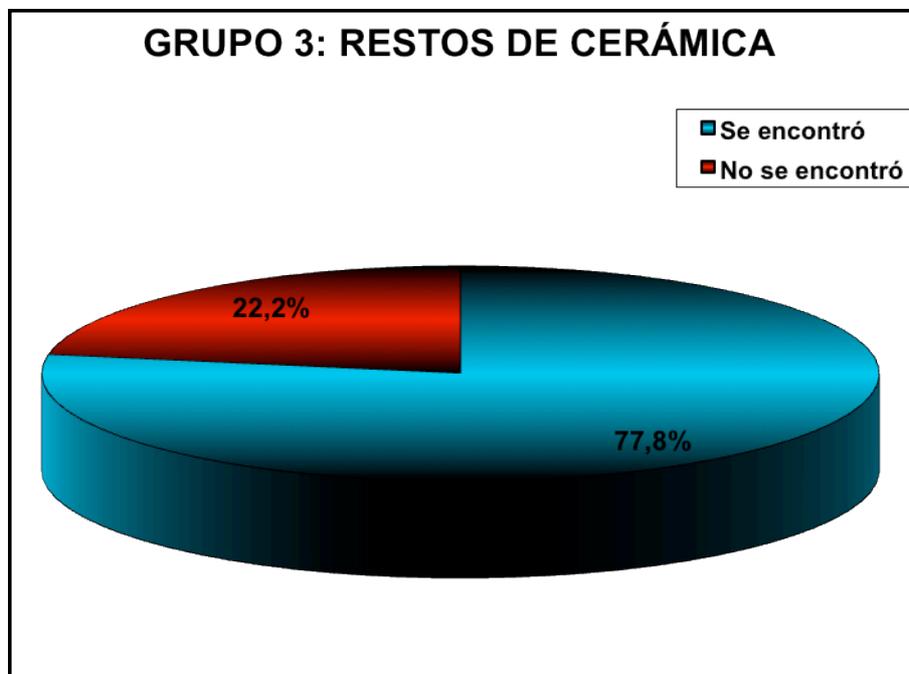


Tabla 27. Dientes en los que queda o no cerámica adherida tras la fractura.

GRUPO 3: QUEDA CERÁMICA

	N	%
TOTAL	18	100,0%
Sí	14	77,8%
No	4	22,2%

Tabla 28. Estado en que queda el muñón.

GRUPO 3: ESTADO FINAL DEL MUÑÓN

	N	%
TOTAL	18	100,0%
Intacto	12	66,7%
Fracturado	6	33,3%

Por último, también se observó el estado de la carilla después de la fractura. En 12 dientes, permaneció intacta, mientras que en 6 casos, se fracturó.

Gráfica 9. Estado en que quedó la carilla tras el impacto.

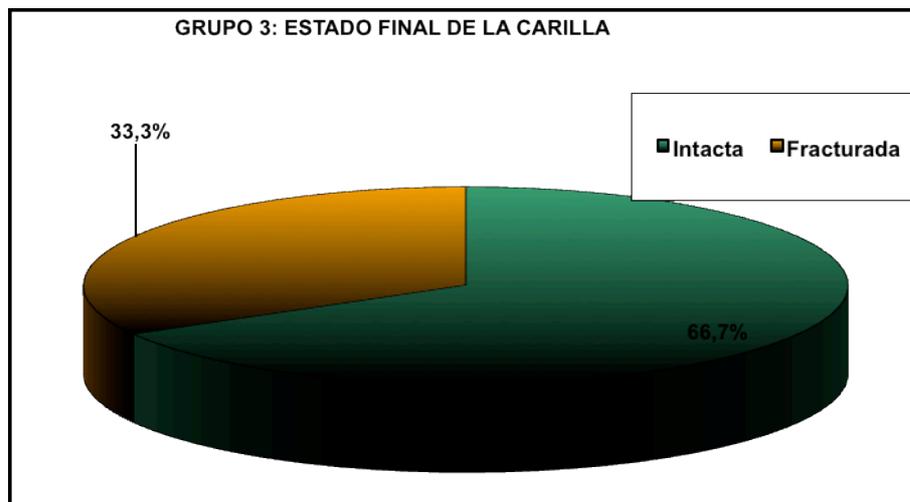


Tabla 29. Estado en que queda la carilla tras el impacto.

GRUPO 3: ESTADO FINAL DE LA CARILLA

	N	%
TOTAL	18	100,0%
Intacta	12	66,7%
Fracturada	6	33,3%

5.2.1.1.4. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL GRUPO 4

Este grupo está compuesto por 20 dientes. A la mitad de los dientes se les ha aplicado una velocidad de impacto de 50 mm/min, y de 100 mm/min a la otra mitad. La presión media ejercida ha sido 7.5 MPa (D.E. 2.8). No se aprecian diferencias significativas de la presión media en función de la velocidad de impacto aplicada (p-valor = 0.784).

Tabla 30. Número de dientes a los que sometemos a las distintas velocidades.

GRUPO 4: VELOCIDAD

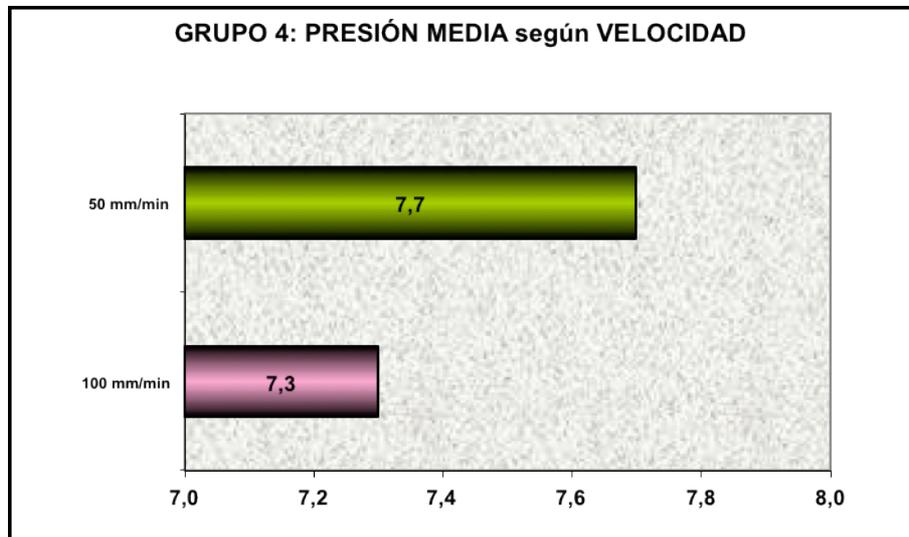
	N	%
TOTAL	20	100,0%
50,00	10	50,0%
100,00	10	50,0%

Tabla 31. Presión media.

GRUPO 4: PRESIÓN MEDIA

	Casos	Media	DE	Mínimo	Máximo
	20	7,5	2,8	4	12

Gráfica 10. Presión media (MPa) según velocidad.



Atendiendo al tipo de fractura, en 19 casos se produjo por el lugar de unión, mientras que en un solo caso fue corono-radicular.

Gráfica 11. Lugar dónde se localiza la fractura.

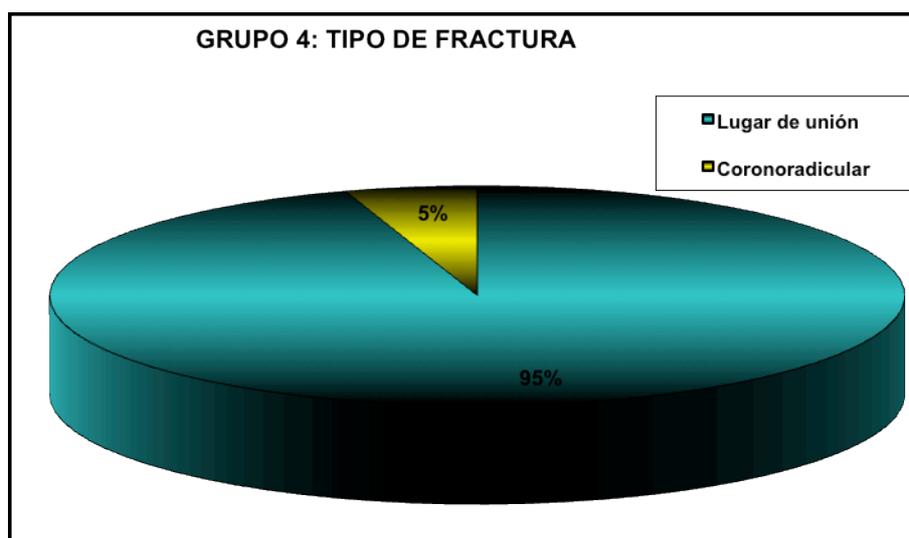


Tabla 32. Localización de la fractura de fractura.

GRUPO 4: TIPO DE FRACTURA

	N	%
TOTAL	20	100,0%
FRACTURA Por lugar de unión	19	95,0%
Coronaradicular	1	5,0%

Tabla 33. Presión media según el lugar donde se ha fracturado.

GRUPO 4: PRESIÓN MEDIA según TIPO FRACTURA

	FRACTURA	
	Por lugar de unión	Coronaradicular
Casos	19	1
Media	7,6	4,5
DE	2,8	,
Mínimo	4	5
Máximo	12	5

Después de la fractura, en 10 de los 20 dientes del grupo se encontraron restos de composite. Seis dientes presentaban composite junto al diente y tres unido al fragmento.

Gráfica 12. Localización de los restos de composite tras el impacto.

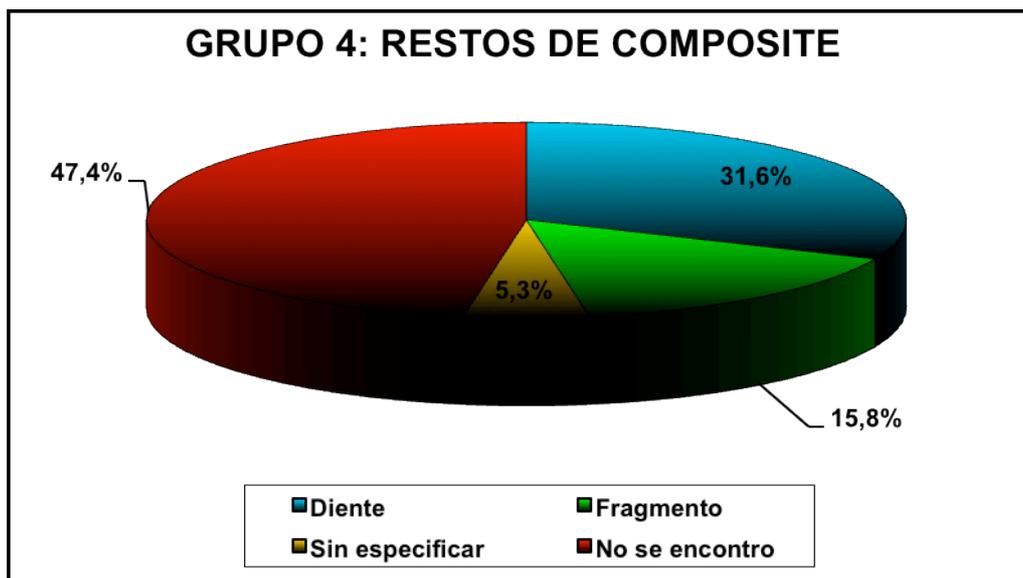


Tabla 34. Dónde se observan los restos de composite.

GRUPO 4: DÓNDE QUEDA COMPOSITE

	N	%
TOTAL	20	100,0%
No queda	9	45,0%
Diente	6	30,0%
Fragmento	4	20,0%
Queda sin especificar	1	5,0%

5.2.1.2. ESTUDIO DE LA PRESION EJERCIDA EN LOS DIFERENTES GRUPOS

Se ha realizado una prueba de Análisis de la varianza (ANOVA), con el fin de determinar las diferencias en la resistencia según el tratamiento. Los resultados demuestran que la resistencia (presión media de ruptura) difiere significativamente en función del tratamiento aplicado a la pieza (p -valor < 0.001). Por otra parte, la presión de ruptura es independiente de la velocidad de impacto (p -valor = 0.174). Es decir, no existen diferencias significativas entre las presiones medias de ruptura ejercidas en los grupos según la velocidad aplicada. Así mismo, no se ha detectado efecto interacción grupo-velocidad (p -valor = 0.764) es decir, las diferencias observadas entre los grupos se mantienen sea cual sea la velocidad de impacto.

Tabla 35. Pruebas de los efectos intersujetos.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: PRESION

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación
Modelo corregido	1849,721 ^a	7	264,246	3,763	,001
Intersección	15954,566	1	15954,566	227,223	,000
VELOC	131,881	1	131,881	1,878	,174
GRUPO	1643,640	3	547,880	7,803	,000
VELOC * GRUPO	81,108	3	27,036	,385	,764
Error	5968,316	85	70,215		
Total	25156,131	93			
Total corregida	7818,036	92			

a. R cuadrado = ,237 (R cuadrado corregida = ,174)

En conclusión, sólo el tipo de tratamiento influye de forma significativa en la presión necesaria para la ruptura.

Se ha aplicado la prueba Post-Hoc para conseguir determinar cuál es el tratamiento más resistente a la ruptura, y si difiere significativamente del resto. El tratamiento aplicado al grupo 3 (ángulo de cerámica) presenta más resistencia que el grupo de control, no llegando a ser significativamente diferentes (p -valor = 0.324). A este hecho hay que unir el ya mencionado: que en el grupo control (grupo 1) se desecharon el 15% de los dientes por fractura radicular y el 18% de los del grupo 3. Por lo tanto la proporción de rupturas por la zona radicular es similar en ambos grupos (1-control y 3-ángulo de cerámica). Además, cuando la ruptura se realiza por la zona corono-radicular (diente del grupo 3) la presión de fractura necesaria es muy elevada. Podemos, por tanto, decir que los dientes del grupo 1 presentan más resistencia a la ruptura por la zona de interés que los del grupo 3, pero que cuando se da la ruptura, ésta es en media, mayor presión en el grupo 3, aunque la diferencia con el grupo 1 no es significativa.

Los tratamientos de ángulo vaciado y pegado (grupo 2) y ángulo reconstruido con composite (grupo 4), presentan una resistencia significativamente menor a la ruptura que el tratamiento de ángulo de cerámica (grupo 3). La siguiente tabla muestra las relaciones entre las presiones medias de cada tratamiento.

Tabla 36: diferencias significativas entre los distintos grupos

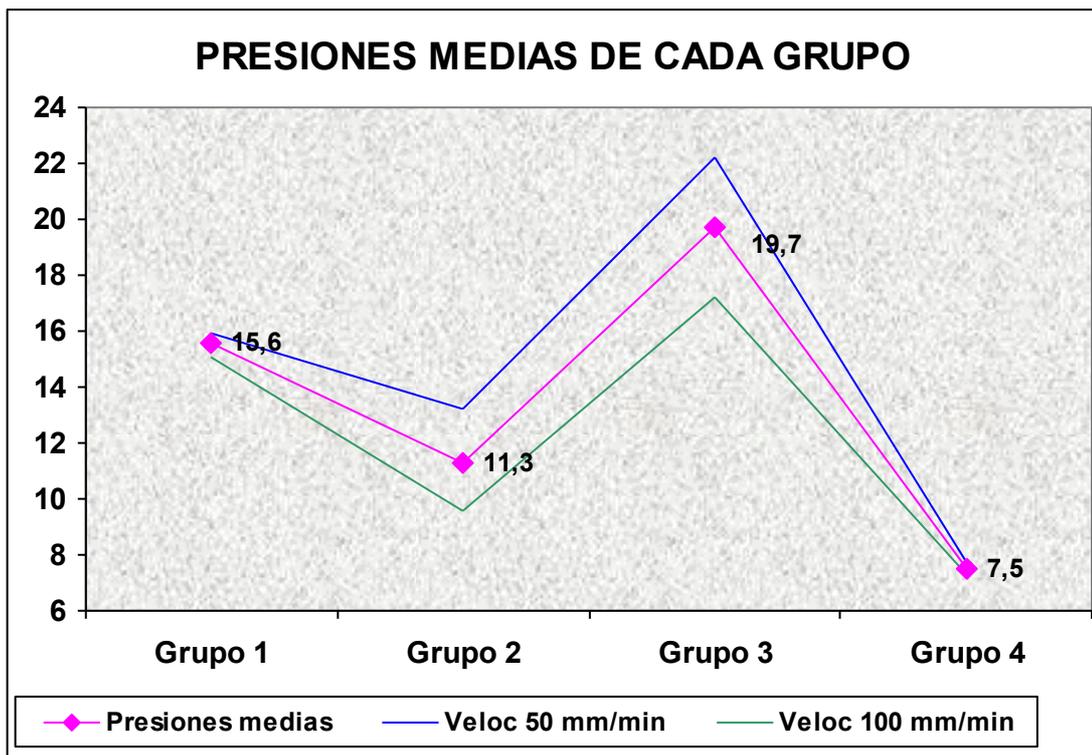
A			Grupo 3
A	B		Grupo 1
	B	C	Grupo 2
		C	Grupo 4

En la tabla anterior, letras iguales indican que no hay diferencias significativas entre los grupos.

En la siguiente gráfica se observan las presiones medias de ruptura para cada uno de los tratamientos, y como la velocidad de impacto no influye en las diferencias:

La gráfica muestra que la presión media de fractura a velocidad de 50 mm/min es superior que la presión aplicada a una velocidad de 100 mm/min, aunque esta diferencia no es significativa, como ya se ha mencionado. Las líneas que muestran las presiones medias a distintas velocidades son paralelas, lo que significa que explica que no hay interacción. Es decir, la velocidad no influye en las diferencias de presiones medias de los 4 grupos.

Gráfica 13. Correlación de presiones medias (MPa) y velocidades de impactos en los distintos grupos de trabajo.



6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

En este estudio *in vitro* estudiamos la resistencia a la fractura de los incisivos centrales superiores humanos, que han sido tratados con tres sistemas diferentes de reconstrucción estética, y se ha valorado la resistencia a la fractura a dos velocidades de impacto.

Desechamos los incisivos de resina, que aunque tienen todos ellos las mismas propiedades y dimensiones (óptima estandarización), carecen de las características de los dientes naturales. Su comportamiento homogéneo no se corresponde con el de las distintas capas del diente humano.

También desechamos los dientes de oveja como modelo experimental, que aunque tienen una anatomía, un módulo de elasticidad y una resistencia a la fractura similar a la del diente humano, tienen un tamaño que hace que haya grandes inconvenientes a la hora de emitir conclusiones (173).

Seguimos los mismos criterios que Capp (197) y Abdulkhayum (171) para el procedimiento de selección de los incisivos. De este modo conseguimos dientes sanos a los que poder realizar el mismo tipo de fractura.

En nuestro estudio se han desechado los dientes que sufrieron fractura radicular durante el procesado, porque no era este tipo de fractura la que se estaba estudiando (171). El porcentaje de estas fracturas ha sido muy bajo, coincidiendo con lo que constatan otros autores (173 y 207).

En la práctica clínica, este tipo de lesiones se presenta con poca frecuencia ya que el diente está sujeto al hueso por medio del ligamento periodontal, que se caracteriza por amortiguar los impactos de los traumatismos. En su lugar se presentarían subluxaciones o luxaciones.

De la comparación de resultados obtenidos, se deduce que los grupos 1 (grupo control) y 3 (grupo reconstruido con cerámica) resultaron ser los menos homogéneos.

También se deduce que no existe relación entre la velocidad y la probabilidad de que el diente se rompa a nivel radicular.

Para mejorar su capacidad de adhesión, los dientes se han mantenido hidratados durante todo el proceso, de acuerdo con otros trabajos (197) en los queda comprobada la importancia de la humectancia de las superficies. Así Capp concluyó en sus estudios que la fuerza final de

la resistencia a la fractura depende de la correcta hidratación del diente y del fragmento. Si éste no se ha mantenido hidratado disminuye la fuerza de adhesión en comparación con los dientes que si tenían su fragmento de dentina hidratado o se había rehidratado posteriormente.

Para que el sistema de fractura fuera reproducible decidimos cortar los dientes con disco de diamante (197). Vilaplana-Vivo (173) en su estudio fractura el diente con fresa. Nosotros desestimamos este sistema porque supone perder mucho tejido dental.

También desechamos la compresión del diente con dos micrótomos, como realiza Prabhakar (198), porque el resultado de la fractura era impredecible. Análogos resultados se obtenían cuando se fracturaban los dientes por el impacto de la pala de la máquina de pruebas tipo Instron (171).

De la bibliografía disponible, se han seleccionado las técnicas y diseños que avalan los mejores resultados de resistencia a la fractura (208).

Desde los años noventa muchos autores como Andreasen, Farik y Munksgard (73 y 159) han realizado estudios para mejorar la adhesión del fragmento roto al resto del diente (209).

El objetivo de este estudio es valorar la resistencia a la fractura de los incisivos centrales superiores reconstruidos con tres sistemas distintos de reconstrucción, simulando las hipotéticas situaciones reales de un traumatismo, en las que se puede recuperar el fragmento y otras en las que no.

Para que fuesen válidos los resultados, la asignación a los distintos grupos fue totalmente al azar.

Una vez constituidos los distintos grupos, a todos ellos se les aplicó el mismo protocolo para la determinación de la presión de fractura. Esta determinación se hizo con dos velocidades distintas.

El tratamiento del fragmento se realizó con la técnica que mejor capacidad de adhesión proporciona: biselar circunferencialmente el esmalte y vaciar la dentina del fragmento autógeno (210).

Para las situaciones en las que no estaba disponible, la reconstrucción se realizó con composite (199) y con restauración parcial de cerámica (173). La reconstrucción con fragmento alógeno fue desechada ya que es una técnica mal aceptada por el paciente (210).

En todos los estudios llevados a cabo en la última década para aumentar la resistencia a la fractura, se pone de manifiesto que es un buen método aumentar la superficie con biseles circunferenciales y vaciar el fragmento. Esto no se conseguía cuando simplemente se adhería el fragmento al diente, alcanzándose valores que oscilaban entre 20-30% de la resistencia a la fractura del grupo control.

Así Reis (224) consigue 60% de resistencia a la fractura con respecto al diente intacto cuando bisela el esmalte y valores próximos a 85% cuando además vacía el fragmento de dentina.

Badami (225) también concluye en sus estudios que es imprescindible adherir el fragmento mejorando y aumentando la superficie a adherir (60% de resistencia con respecto al diente intacto). Estos valores se alcanzan con composites fluidos que mejoran aún más las fuerzas de unión.

Loguercio (226) obtiene valores del 75% (respecto al control) cuando vacía el fragmento y lo adhiere y después realiza tallado tipo chamfer en la línea de fractura y deja composite sobrecontorneado en la unión. Esta técnica se ha desechado en este estudio porque el tallado tipo chamfer debilita la estructura remanente, y el sobrecontorneado es poco estético y lo rechazan los pacientes en la clínica.

Bhargava (195) y Bruschi-Alonso (196) confirman en sus estudios que pegando el fragmento y biselando el esmalte, la resistencia a la fractura mejora. Logran valores próximos al 60% con respecto a su grupo control.

En nuestro estudio el fragmento vaciado de dentina y adherido con bisel de esmalte, que se une con composite fluido, alcanza valores próximos al 70% de la resistencia a la fractura con respecto al diente intacto.

La distribución de los valores de las presiones de fractura siguen una ley de distribución normal con desviaciones típicas pequeñas, lo que demuestra que la calidad de las muestras es homogénea.

La distribución de presiones de fractura máximas en los grupos, presenta curvas análogas a las medias, desplazadas considerablemente. Análogamente ocurre con la distribución de las presiones mínimas.

La reconstrucción con prótesis parcial de cerámica ha resultado en nuestra investigación, tener mayor resistencia a la fractura que el diente intacto al igual que sucedía en otros

estudios llevados a cabo por Andreasen con frentes o carillas laminadas de cerámica (218 y 219). En su estudio Andreasen trabajó con incisivos bovinos y obtuvo valores similares a los obtenidos en nuestro estudio con incisivos humanos. Sin embargo, Vilaplana-Vivo en su estudio (173) obtiene valores que aunque próximos a los de el diente intacto son inferiores al mismo.

En nuestra investigación, las reconstrucciones con composite son las menos resistentes de todos los sistemas de reconstrucción elegidos. Estos resultados son equiparables a los de otros autores como Gandhi (199). Es por eso que Gandhi propone realizar tallado en la corona como el que nosotros realizamos para reconstruir el ángulo con cerámica, pero para trabajar con composites. De este modo aumentando la superficie de adhesión, aumentará la resistencia a la fractura del composite.

No se han descrito estudios *in vitro* para la resistencia a la fractura de dientes anteriores reconstruidos con composites siguiendo las técnicas de estratificación.

En nuestro estudio, tras la fractura de los dientes en los que se ha adherido el fragmento y se ha reconstruido el mismo con el ángulo de cerámica, se aprecian abundantes restos de material en el diente pilar, lo que indica que ha habido buena adhesión. Sin embargo en los dientes reconstruidos con composite sólo quedan restos de composite en el 30% de los dientes, tras la fractura. En el grupo 2, quedan restos de composite en 92% de los casos en la superficie vestibular y en el grupo 3, quedan restos adheridos al diente, en el 77.8% de los casos. Estos resultados se corresponden con los observados por Batalocco en su estudio (201) sobre la resistencia a la fractura en dientes reconstruidos con restauraciones de composite y con frentes laminados de cerámica.

En todos los grupos ensayados, el porcentaje de fractura por el lugar de unión del fragmento o de la restauración es muy elevado. En el grupo 2, la fractura se produce por el lugar de unión en el 95.2% de los casos. En el grupo 3 la fractura se produce por el lugar de unión en el 67% de los mismos y en el grupo 4 la fractura se produce e en la zona de unión en el 95% de los dientes.

Nuestro estudio se ha realizado con impactos a velocidades de 50 mm/min y 100 mm/min. Salvo Bruschi-Alonso (196) que trabajó con velocidad de 500 mm/min, los demás trabajos realizados con impacto de pala han sido a velocidades inferiores a 10 mm/min. Sólo

Prabhakar (198) y Vilaplana-Vivo (173) han trabajado con impactos del Péndulo de Charpy que alcanzan velocidades mucho más elevadas.

La prueba de análisis de varianza ANOVA realizada para determinar la diferencia en la resistencia según el tratamiento, demuestra que la presión de fractura difiere significativamente en función del tratamiento aplicado (p -valor < 0.001). Sin embargo la presión de fractura es independiente de la velocidad (p -valor = 0.174).

Tampoco se ha detectado efecto de interacción grupo-velocidad (p -valor = 0.74). O sea, las diferencias entre los grupos se mantienen sea cual sea la velocidad de impacto.

Todos los autores determinan la fuerza necesaria para la fractura del diente, pero sólo Batalocco (201), Vilaplana-Vivo (173) y Prabhakar (198) determinan la presión.

En esta investigación hemos determinado la presión ya que la información que proporciona la fuerza resulta incompleta. Es imprescindible conocer la fuerza por unidad de superficie para determinar la presión con la que se produce la fractura de los dientes.

La resistencia a la fractura depende de la resistencia del material a la flexión, del módulo de elasticidad, de la superficie y de la fuerza de unión entre los materiales.

Una limitación del presente estudio es que se realiza en situaciones absolutamente controladas en laboratorio.

Carecemos de referencias bibliográficas de la posible repercusión de las condiciones fisiológicas (saliva, ingesta de sólidos y líquidos) sobre los distintos sistemas de restauración.

Carecemos de estudios que hayan modelizado y analizado la biomecánica real de los traumatismos dentales en el sujeto vivo.

El presente trabajo es el inicio de una línea de investigación que intenta paliar las deficiencias anteriormente enumeradas. Ante la ausencia de estudios similares en esta primera fase, hemos decidido realizar un estudio biomecánico en condiciones controladas para verificar y establecer los límites de la resistencia mecánica de los distintos sistemas restauradores de los dientes.

Somos conscientes de la necesidad de extrapolar las condiciones del laboratorio a las condiciones reales que se recogen en la práctica clínica.

En estudios posteriores desarrollaremos sobre casos reales procedentes de accidentes (tráfico, laborales, agresiones y otros) la modelización de las consecuencias mecánicas de los traumatismos en situaciones reales.

7. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

1. El tipo de tratamiento restaurador realizado únicamente influye de forma significativa en la presión de fractura.
2. El tratamiento restaurador aplicado al grupo 3-ángulo de cerámica, no presenta diferencias estadísticamente significativas con respecto al grupo de control.
3. Los tratamientos restauradores del grupo 2-ángulo vaciado y pegado y del grupo 4-ángulo reconstruido con composite, presentan resistencia a la fractura significativamente menor que los tratamientos del grupo 3-ángulo de cerámica.
4. Los tratamientos restauradores realizados al grupo 4-reconstruido con composite presentan diferencias estadísticamente significativas con respecto al grupo de control..
5. La velocidad no influye de forma significativa en las diferencias de presiones medias de los 4 grupos.
6. Cuando la fractura se realiza en la zona radicular, la presión de la fractura es muy elevada, siendo mayor en el grupo 1 (65.3 MPa) que en el 3 (51.3MPa).
7. De nuestra investigación se deduce que el mejor sistema restaurador, es la reconstrucción parcial con cerámica, ya que ofrece mayor resistencia a la fractura.

8. BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Andreasen JO, Lauridsen E, Gerds TA, Ahrensburg SS. Dental trauma guide: a source of evidence-based treatment guidelines for dental trauma. *Dent Traumatol* 2012 Oct;28(5):345-50.
2. Andreasen JO, Ahrensburg SS. History of dental trauma guide. *Dent Traumatol* 2012 Oct;28(5):336-44.
3. García-Ballesta C, Pérez-Lajarín L, Cortés-Lillo O. Un nuevo diseño en el tratamiento de las fracturas de la corona por medio de la adhesión del fragmento. *RCOE* 2003;8(2).
4. Rodd HD, Barker C, Baker SR, Marshman Z, Robinson PG. Social judgements made by children in relation to visible incisor trauma *Dent Traumatol*. 2010;26.2-8.
5. Golai S, Nimbeni B, Patil SD, Baali P, Kumar H. Impact of Untreated Traumatic Injuries to Anterior Teeth on the Oral Health Related Quality of Life As Assessed By Video Based Smiling Patterns in Children. *J Clin Diagn Res* 2015 Jun;9(6):16-9.
6. Andreasen JO, Lauridsen E, Daugaard-Jensen J. Dental Traumatology: an orphan in pediatric dentistry? *Pediatr Dent* 2009;31:133-6.
7. Richards D, Lawrence A. Evidence based dentistry. *Brit Dent J* 1995;179:270-3.
8. Torabinejad M, Bahjri K. Essential elements of evidence-based endodontics: steps involved in conducting clinical research. *J Endod* 2005;31:563-9.

9. Andreasen JO, Lauridsen E, Andreasen FM. Contradiction in the treatment of traumatic dental injuries and ways to proceed in dental trauma research. *Dent Traumatol* 2010;26:16-22.
10. Andreasen JO, Lauridsen E, Ahrensburg SS. History behind the Dental Trauma Guide. *Dent Traumatol* 2011;27:11-17.
11. Andreasen FM, Kahler B. Diagnosis of acute dental trauma: the importance of standardized documentation: a review. *Dent Traumatol* 2015;31:340-349.
12. De Rábago-Vega J, Tello-Rodríguez AI. Carillas de porcelana como solución estética en dientes anteriores: informe de doce casos. *RCOE* 2005;10(3):273-282.
13. Manauta J, Salat A. *Layers, un atlas de estratificación de composites*. Quintessence 2013.
14. Hofman N. Técnica de estratificación de composite moderna. *Quintessence* 2011;24:115-119.
15. Alves dos Santos MP. The reference guide: a step by step technique for restoration of fractured anterior permanent teeth. *JCDA* October 2005; vol 71 n°9:643-646.
16. Martonffy AI. Oral health: treatment of dental trauma and pain. *FP Essent*. 2015 Jan;428:16-21.
17. Prajapati P, Sethuraman R, Naveen YG, Patel JR. Indirect laminate veneer: a conservative novel approach. *BMJ Case Rep*. 2013;23:16-21.
18. Adreasen FM, Daugaard-Jensen J, Munksgaard EC. Reinforcement of bonded crown fractured incisors with porcelain veneers. *Endod Dent Traumatol*. 1991;7:78-83.

19. Andreasen FM, Flügge E, Daugaard-Jensen J, Munksgaard EC. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study. *Endod Dent Traumatol.* 1992;8:30-35.
20. Adreasen FM, Steinhardt U, Bille M, Munksgaard EC. Bonding of enamel-dentin crown fragments after crown fracture. An experimental study using bonding agents. *Endod Dent Traumatol.* 1993;9:111-114.
21. Farik B, Munksgaard EC, Kreiborg S, Andreasen JO. Adhesive bonding of fragmented anterior teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1998;14:119-123.
22. Farik B, Munksgaard EC. Fracture strength of intact and fragment-bonded teeth at various velocities of the applied force. *Eur J Oral Sci.* 1999;107:70-73.
23. Farik B, Munksgaard EC, Andreasen JO, Kreiborg S. Drying and rewetting anterior crown fragments prior to bonding. *Endod Dent Traumatol.* 1999;15:113-116.
24. Fergusson FS, Ripal W. Prevalence and type of traumatic injuries to the anterior teeth of preschool children. *J Pedod.* 1974;4:3-8.
25. Nayak UA, Khandelwal V, Nayak PA, Thakur JS. Restoration of fractured anterior permanent teeth using reference guide technique. *BMJ Case Rep.* 2013 Jun 6;2013.
26. Abdulkhayum A, Munjal S, Babaji P, Chaurasia VR, Munjal S, Lau H, Olekar ST, Lau M. In-vitro Evaluation of Fracture Strength Recovery of Reattached Anterior Fractured Tooth Fragment Using Different Re-Attachment Techniques. *J Clin Diagn Res.* 2014 Mar;8(3):208-11.
27. Andreasen Jo, Andreasen FM. Manual de lesiones traumáticas dentarias. Ed. Amolca. 2012.

28. Demarco FF, Fay RM, Pinzon LM, Powers JM. Fracture resistance of re-attached coronal fragments--influence of different adhesive materials and bevel preparation. *Dent Traumatol.* 2004 Jun;20(3):157-63.
29. Bruschi-Alonso RC, Alonso RC, Correr GM, Alves MC, Lewgoy HR, Sinhoreti MA, Puppini-Rontani RM, Correr-Sobrinho L. Reattachment of anterior fractured teeth: effect of materials and techniques on impact strength. *Dent Traumatol.* 2010 Aug;26(4):315-22.
30. Vilaplana-Vivo J, Vilaplana-Vivo C, Miguel-Sánchez A, García-Ballesta C, Camacho-Alonso F. *In vitro* fracture resistance of mandibular incisors restored with modified partial-coverage ceramic restorations. *Dent Traumatol.* 2014 Oct;30(5):356-61.
31. Castaldi CR. Injuries to the teeth. Ed. Vinger RF, Hoerner EF. The unthwarted epidemic. Littleton, MA: PSG Publishing Co., 1981.
32. DiAngelis A, JO, Ebeleseder K. International Association of Dental Traumatology: Guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dental Traumatol* 2012;28:2-12.
33. Ellis RG, Davey RG. The classification and treatment of injuries to the teeth of children. 5th Ed. Chicago. Year Book Publishers Inc., 1970.
34. World Health Organisation. International classification of diseases. Application to dentistry and stomatology. ICD-DA. Copenhagen 1969.
35. Basrani E. Fracturas dentarias. Prevención y tratamiento de la pulpa vital y mortificada. Ed. Intermédica. 1983.
36. Andreasen JO, Andreasen FM. Textbook and color atlas of traumatic injuries to the teeth. 4th Ed. Oxford, UK: Wiley-Blackwell: 2007.

37. Craig JV. The problem, prevalence, etiology and classification. (In Hargraves JA et al. Management of traumatized anterior teeth of children. Edinburg: Churcill. Livingstone, 1981).
38. García-Ballesta C, Pérez-Lajarín L, Castejón-Navas I. Prevalencia y etiología de los traumatismos dentales. Una revisión RCOE 2003;8(2):131-141.
39. Zaragozá AA, Catalá M, Colmena ML. Dental Trauma in schoolchildren six to twelve years of age. ASDC J Dent Child. 1998;65:492-4, 439.
40. Faus-Damiá M, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses I. Traumatic dental injuries among schoolchildren in Valencia, Spain. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011 Mar 1;16:292-5.
41. Cortes MI, Marcenes W, Shelman A. Impact of traumatic injuries to the permanent teeth on the oral health-related quality of life in 12 to 14 year old children Community Dental Oral Epidemiol 2002;30(3):193-8.
42. Garbin CA, Guimarães e Queiroz AP, Rovida TA, Garbin AJ. Occurrence of traumatic dental injury in cases of domestic violence. Braz Dent J. 2012;23(1):72-6.
43. Lee J, Divaris K. Hidden consequences of dental trauma: The social and psychological effects. Pediatr Dent 2009;31(2):96-1001.
44. García-Godoy F, García-Godoy FM. Primary teeth traumatic injuries at a private dental center. Endod Dent Traumatol. 1987;3:126-129.
45. Bakland L, Andreasen JO. Dental traumatology: essential diagnosis and treatment planning. Endodontic Topics 2004;7:14-34.
46. Bastone EB, Freer T, Mc Namara. Epidemiology of dental trauma: a review of the literature. Aust Dent J 2000;45:2-9.

47. Sari ME, Ozmen B, Koyuturk AE, Tokay U, Kasap P, Guler D. A retrospective evaluation of traumatic dental injury in children who applied to the dental hospital, Turkey. *Niger J Clin Pract.* 2014 Sep-Oct;17(5):644-8.
48. Goettens ML, Torriani DD, Hallal PC, Correa MB, Demarco FF. Dental trauma: prevalence and risk factors in schoolchildren. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2014 Dec;42(6):581-90.
49. Emerich K, Kaczmarek J. First aid dental trauma caused by sports activities: state of the knowledge, treatment and prevention. *Sports Med.* 2010;40:361-366.
50. Lauridsen E, Hermann NV, Gerds TA, Kreiborg S, Andreasen JO. Pattern of traumatic dental injuries in the permanent dentition among adolescents and adults. *Dent Traumatol* 2012 Oct;28(5):358-63.
51. Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries—a 12 year review of the literature. *Dental Traumatology* 2008; 24: 603–611.
52. Ramos-Jorge ML, Bosco VL, Peres A. The impact of treatment of dental trauma on the quality of life of adolescents – a case control study in southern Brazil. *Dental Traumatology* .2007; 23: 114–119.
53. Cteinbas T, Yildirim G, Sonmez H. The relationship between sports activities and permanent incisor crown fractures in a group of school children aged 7-9 and 11-13 in Ankara, Turkey. *Dental Traumatol.* 2008 Oct;24(5):532-6.
54. Schultz RC. Facial injuries from automobile accidents: a study of 400 consecutive cases. *Plast Reconstr Surg.* 1967;40:415-25.

55. Calil A, Sallum EA, Domingues C, Nogueira L. Mapping injuries in traffic accident victims: a literature review. *Rev Latino-Am Enfermagem*. 2009;17:120-125.
56. Han GM, Newmyer A, Qu M. Seat belt use to save face: impact on drivers' body region and nature of injury in motor vehicle crashes. *Traffic Inj Prev*. 2015;16(6):605-10.
57. Martins VM, Rocha ES, Leite RB, Paiva SM, Granville-García AF. Dental trauma among Brazilian Schoolchildren: prevalence, treatment and associated factors. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2012 Oct;13(5):232-7.
58. Gopinath VK, King KT, Haziani KN, Ismail NM. Predisposing factors and prevalence of fractured anterior teeth among 12 and 16 years old school Malaysian children. *J Clin Pediatr Dent*. 2008 Fall;33(1):39-42.
59. Ritwik P, Massey C, Hagan J. Epidemiology and outcomes of dental trauma cases from an urban pediatric emergency department. *Dent Traumatol* 2015 Apr;31(2):97-102.
60. Chen Z, Si Y, Gong Y, Wang JG, Liu JX, He Y, He WP, Nan Z, Zhang Y . Traumatic dental injuries among 8- to 12-year-old schoolchildren in Pinggu District, Beijing, China, during 2012. *Dent Traumatol*. 2014 Oct;30(5):385-90.
61. Soares FC, Cardoso M, Bolan M. Association between trauma to primary incisors and crown alterations in permanent successors. *Braz Dent J*. 2014;25(4):332-5.
62. Mathew S, Thangavel B. Diagnosis of cracked syndrome. *J Pharm Bioallied Sci*. 2012;4:242-244.
63. Lynch CD, McConnell RJ. The cracked tooth syndrome. *J Can Dent Assoc*. 2002;68(8):470-475.

64. Geurtsen W, Schwarze T, Gunay H. Diagnosis, therapy and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence Int.* 2003;34(6):409-417.
65. Harris SD. Fractured incisors. Primary and permanent. *ASDC J Dent Child.* 1954;21:205-7.
66. Andreasen FM, Kahler B. Diagnosis of acute dental trauma: the importance of standardized documentation: a review. *Dent Traumatol.* 2015 Oct;31(5):340-9.
67. Ravn JJ. Follow-up study of permanent incisors with enamel-dentin fractures after an acute trauma. *Scan J Dent Res.* 1981;89:355-65.
68. Andreasen FM, Kahler B. Pulpal response after acute dental injury in the permanent dentition: clinical implications-a review. *J Endod.* 2015 Mar;41(3):299-308.
69. Carbajal-Vazquez. *Diagnostico Por Imagenes Principios En Odontologia* Ed. Sadib. 2011.
70. Hermann NV, Lauridsen E, Ahrensburg SS, Gerds TA, Andriase JO. Periodontal healing complications following concussion and subluxation injuries in the permanent dentition: a longitudinal cohort study. *Dent Traumatol.* 2012 Oct;28(5):386-93.
71. Hermann NV, Lauridsen E, Ahrensburg SS, Gerds TA, Andreasen JO. Periodontal healing complications following extrusive and lateral luxation in the permanent dentition: a longitudinal cohort study. *Dent Traumatol.* 2012 Oct;28(5):394-402.
72. Kontakiotis EG(1), Tsatsoulis IN, Filippatos CG, Agrafioti A. A quantitative and diametral analysis of human dentinal tubules at pulp chamber ceiling and floor under scanning electron microscopy. *Aust Endod J.* 2015 Apr;41(1):29-34.

73. Kohli A, García G, Pezzotto S, Poletto L. Medición comparada de procesos odontoblásticos y canalículos dentinarios. *Int J Morphol* 2010;28(1):99-103.
74. Lauridsen E, Hermann NV, Gerds TA, Ahrensburg SS, Kreiborg S, Andreasen JO. Combination injuries 3. The risk of pulp necrosis in permanent teeth with extrusion or lateral luxation and concomitant crown fractures without pulp exposure. *Dent Traumatol.* 2012 Oct;28(5):364-85.
75. Andreasen JO. Pulp and periodontal tissue repair - regeneration or tissue metaplasia after dental trauma. A review. *Dent Traumatol.* 2012 Feb;28(1):19-24.
76. Eigbobo JO, Nzomiwu CL, Etim SS, Amobi EO. The care of traumatic dental injuries in primary schools in Southern Nigeria. *Eur J Paediatr Dent.* 2015 Sep;16(3):197-200.
77. Macedo G V, Diaz P I, Fernandes C A D, Ritter A V: Reattachment of Anterior Teeth Fragments: A Conservative Approach. *J Esthet Restor Dent* 2008, 20:5-20
78. Sharmin D D, Thomas E: Evaluation of the effect of storage medium on fragment reattachment. *Dent Traumatol* 2013 Apr;29(2):99-102.
79. Olsburgh S, Jacoby T, Krejci I. Crown fractures in the permanent dentition: pulpal and restorative considerations. *Dental Traumatol* 2002;18:103-15.
80. Gerke DC. Pulpal integrity of anterior teeth treated with composite resins. A long-term clinical evaluation. *Australian Dent Assoc.* 1988;33:133-5.
81. Bayne S, Petersen PE, Piper D, Schmalz G, Meyer D. The challenge for innovation in direct restorative materials. *Adv Dent Res.* 2013 Nov;25(1):8-17.
82. Deb S, Chana S. Biomaterials in Relation to Dentistry. *Front Oral Biol.* 2015;17:1-12.

83. Miranda Dde A, Pini NP, Matthews A, Moura LA, do Vale HF, Casati MZ, Lima DA, Marchi GM, Lovadino JR, Aguiar FH. Esthetic and functional rehabilitation via reattachment of dental fragments. *Compend Contin Educ Dent*. 2012 Nov-Dec;33(10):E130-7.
84. Macedo GV, Diaz PI, De O Fernandes CA, Ritter AV. Reattachment of anterior teeth fragments: a conservative approach. *J Esthet Restor Dent*. 2008;20(1):5-20.
85. Jagannath-Torvi S, Kala M. Restore the natural - A review and case series report on reattachment. *J Clin Exp Dent*. 2014 Dec 1;6(5):e595-8.
86. Bozkurt FO, Demir B, Erkan E. Reattachment of dehydrated tooth fragments: two case reports. *Niger J Clin Pract*. 2015 Jan-Feb;18(1):140-3.
87. Chazine M, Sedda M, Ounsi HF, Paraliola R, Ferrari M, Grandini S. Evaluation of the fracture resistance of reattached incisal fragments using different materials and techniques. *Dent Traumatol* 2011;27:15-18.
88. 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 Summer;39(4):303-10.
89. Heintze SD, Rousson V, Hickel R. Clinical effectiveness of direct anterior restorations--a meta-analysis. *Dent Mater*. 2015 May;31(5):481-95.
90. Eid H. Retention of composite resin restoration in class IV preparation. *J Clin Ped Dent* 2001;3:251-5.
91. Eid H, White GE. Class IV preparations for fractured anterior teeth restored with composite resin restorations. *J Clin Pediatr Dent* 2003;27:201-11.

92. American Academy of Pediatric Dentistry. Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatr Dent* 2009;31:172-8.
93. Donly KJ, Browning R. Class IV preparation design for microfilled and macrofilled composite resin. *Pediatr Dent* 1992;14:34-6.
94. Mount GC. A new paradigm for operative dentistry. *Aust Dent J* 2007;52:264-70.
95. Puckett AD, Fitchie JG, Kira PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007;51:659-75.
96. Häfer M, Schneider H, Rupf S, Busch I, Fuchß A, Merte I, Jentsch H, Haak R, Merte K. Experimental and clinical evaluation of a self-etching and an etch-and-rinse adhesive system. *J Adhes Dent*. 2013 Jun;15(3):275-86.
97. Cutbirth ST, Geller W. Restoration of maxillary anterior teeth with porcelain laminate veneers. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999;11:443-5.
98. Andreasen FM, Flügge E, Daugaard-Jensen , Munksgaard EC. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. *Endod Dent Traumatol*. 1992;8:30-35.
99. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, ErcoliC, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cuclie loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:119-27.
100. Da Cunha LF, Pedroche LO, Gonzaga CC, Furuse AY. Esthetic, occlusal, and periodontal rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1315-8.

101. Kelly JR, Rungruanganunt P, hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2010;104:228-38.
102. Alhekeir DF, Al-Sarhan RA, Al Mashaan AF. Porcelain laminate veneers: Clinical survey for evaluation of failure. *Saudi Dent J.* 2014 Apr;26(2):63-7.
103. Henostroza G et all. *Estética en Odontología Restauradora*. 1ª ed. Ripano S.A., D.L 2006.
104. Md I, Singh Dhull K, Nandlal B, Kumar Ps P, Singh Dhull R. Biological restoration in pediatric dentistry: a brief insight. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2014 Sep-Dec;7(3):197-201
105. Jiménez A, Llamas R, Ibáñez F, Esteban I. Fenómenos de superficie, adhesión y adhesivos. *Avances.* 1992;8:211-217.
106. Martín Hernández J. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. *Av Odontoestomatol* v.20 n.1 Madrid ene.-feb. 2004;12:23-27.
107. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral Science* 2014;56(1):1-9.
108. Camps I. La evolución de la adhesión a dentina. *Av. Odontoestomatol* 2004;20-1:11-17.
109. Lopes GC, Vieira LC, Araújo E, Bruggmann T, Zucco J, Oliveira G. Effect of dentin age and acid etching time on dentin bonding. *J Adhes Dent.* 2011 Apr;13(2):139-45.
110. Carrillo C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. *Revista ADM.* 2006;2:45-51
111. Loguercio AD, Reis A. Sistemas adhesivos. *RODYB* 2006;2:13-28.

112. Adela Hervás García, Miguel Angel Martínez Lozano, Jose Cabanes Vila, Amaya Barjau Escribano, Pablo Fos Galve. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med. oral patol. oral cir.bucal.* 2006;11(2):261-220.
113. Mazaheri R, Pischevar L, Shichani AV, Geravandi S. Effect of different cavity conditioners on microleakage of glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth. *Dent Res J.* 2015 Jul-Aug;12(4):337-41.
114. Konde S, Raj S, Jaiswal D. Clinical evaluation of a new art material: Nanoparticulated resin-modified glass ionomer cement. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2012 Jul;2(2):42-7.
115. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):227-35.
116. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *JADA.* 2000;131:20-5.
117. Maritza Parra Lozada¹; Herney Garzón Rayo. Sistemas adhesivos autograbadores, resistencia de unión y nanofiltración: una revisión. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2012;24(1):133-150.
118. Simon Flury. Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. *Quintessence Team-Journal.* 2011;41:595-600.
119. Buonocuore MG. A simple method of increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34:849-53.
120. Bowen RL. Investigations of the surface of hard tissues by a surface cavity test. *Ad Res Dent Mat.* 1961:177.

121. Abreu LG, Paiva SM, Pretti H, Lages EM, Júnior JB, Ferreira RA. Comparative Study of the Effect of Acid Etching on Enamel Surface Roughness between Pumiced and Non-pumiced Teeth. *J Int Oral Health*. 2015 Sep;7(9):1-6.
122. Kugel G, Habib C, Zammiti S. Enamel and dentin surfaces after treatment with adhesion conditioners using the environmental SEM. *J Dent Res*. 1993;72:386.
123. Soares FZ, Rocha Rde O, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PE. Microtensile bond strength of different adhesive systems to primary and permanent dentin. *Pediatr Dent*. 2005 Nov-Dec;27(6):457-62.
124. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth states. *J Biomed Mat Res*. 1982;16:265-73.
125. Neves AA, Coutinho E, Alves HD, de Assis JT. Stress and strain distribution in demineralized enamel: A micro-CT based finite element study. *Microsc Res Tech*. 2015 Oct;78(10):865-72.
126. Kanca J. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin enamel conditioner. *Quintessence Int*. 1991;22:285-90.
127. A21 Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater*. 2013 Feb;29(2):221-30
128. Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int*. 1993;24:335-42.
129. Toida K, Watanabe A, Nakabayashi N. Effect of smear layer on bonding to dentin prepared with bur. *J Jpn Dent Mat*. 1995;14:109-16.

130. Kumari RV, Siddaraju K, Nagaraj H, Poluri RK. Evaluation of Shear Bond Strength of Newer Bonding Systems on Superficial and Deep Dentin. *J Int Oral Health*. 2015 Sep;7(9):31-5.
131. Bolay U, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentin complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent* 2013 Feb;41(2):97-105.
132. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of GB-phenol and glycidyl acrylate. 1962. US Patent 3,006,112, November 27.
133. Hussain S. Textbook of dental materials. Ed Jaypee 2004.
134. Albers HF. Tooth colored restoratives (a text for selection, placement and finishing). Seventh edition. Alto Book. Santa Rosa, 1985.
135. Stein PS, Sullivan J, Haubenreich JE, Osborne PB. Composite resin in medicine and dentistry. *J Long term Med Implants*. 2005;15(6):641-54.
136. Barrancos Mooney. Operatoria Dental. 5Ed Panamericana 2015.
137. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *J Int Oral Health*. 2015 Jul;7(7):63-70.
138. Demarco FF, Collares K, Coelho-de-Souza FH, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dent Mater*. 2015 Oct;31(10):1214-24.

139. Kim KH, Park JH, Imai Y, Kishi T. Behavior of dental composite resins. *Biomed Mater Eng.* 1991;1(1):45-57.
140. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *J Dent Res.* 2015 Sep;94(9):1179-86.
141. Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J. Effects of light curing method and resin composite composition on composite adaptation to the cavity wall. *Dent Mater J.* 2014;33(4):499-503.
142. Cook WD. Factors affecting depth of cure of UV polymerized composites. *J Dent Res.* 1980;59:800-808.
143. Keogh T. Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas técnicas. *Ideas y trabajos odontoestomatológicos.* 2001;2:29-37.
144. Catelan A, Mainardi Mdo C, Soares GP, de Lima AF, Ambrosano GM, Lima DA, Marchi GM, Aguiar FH. Effect of light curing protocol on degree of conversion of composites. *Acta Odontol Scand.* 2014 Nov;72(8):898-902.
145. Esmaeili B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2014 Winter;8(1):40-4.
146. Yoshida K, Meng X. Influence of light-exposure methods and depths of cavity on the microhardness of dual-cured core build-up resin composites. *J Appl Oral Sci.* 2014 Jan-Feb;22(1):44-51.
147. Kumar CN, Gururaj M, Paul J. A comparative evaluation of curing depth and compressive strength of dental composite cured with halogen light curing unit and blue light emitting diode: an *in vitro* study. *J Contemp Dent Pract.* 2012 Nov 1;13(6):834-9.

148. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J*. 2013 Oct;2(4):30-3.
149. Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. Quintessence publishing Co. 1988.
150. Macorra JC. Nuevos materiales a base de vidrio ionómero: vidrios ionómeros híbridos y resinas compuestas modificadas. *Rev Europ Odonto-Estomatol* 1995;5:259-272.
151. Magne P. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético. Ed. Quintessence. 2004.
152. Alvarenga de Oliveira A. Comprender, planificar y ejecutar. El universo de las restauraciones en cerámica. Ed. Amolca, Actualidades médicas CA. 2014.
153. Montagna F, Barbesi M. Cerámicas, zirconio y CAD-CAM. Amolca 2013.
154. Nash RW. Focus on: aesthetics versus cosmetics. *Dent Today*. 2014 Sep;33(9):18.
155. Sriram G, Nagalakshmi S, Balachandar K, Madhusudan K. Interdisciplinary approach for improved esthetic results. *J Pharm Bioallied Sci*. 2014 Jul;6(Suppl 1):S192-5.
156. Hawary E. The art of matching anterior porcelain restorations: a clinical case report. *J Calif Dent Assoc*. 2014 May;42(5):319-24.
157. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015 May-Jun;28(3):227-35.
158. Santos MO, do Amaral FL, Frana FM, Basting RT. Influence of translucence/opacity and shade in the flexural strength of lithium disilicate ceramics. *J Conserv Dent*. 2015 Sep-Oct;18(5):394-8.

159. Pahlevan A, Mirzaee M, Yassine E, Ranjbar Omrany L, Hasani Tabatabaee M, Kermanshah H, Arami S, Abbasi M. Enamel thickness after preparation of tooth for porcelain laminate. *J Dent (Tehran)*. 2014 Jul;11(4):428-32.
160. Taya M, Hayashi S, Kobayashi A, Yoon HS. Toughening of a particulate reinforced ceramic matrix composite by thermal residual stress. *J Am Ceram Soc*. 1990;5:1382-91.
161. Giordano R, Campbell S, Pelletier L, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldesphatic porcelain. *J Prosthet Dent*. 1995;73:411-18.
162. Mackert JR Jr, Russell CM. Leucite crystalization during Empress processing. *J Dent Res*. 1995;74:166.
163. López-Nicolás M, García-Ballesta C, Jiménez JL. Cerámica inyectada. Aplicación en Odontopediatría. *Odontología Pediátrica*. 1994;3:47-52.
164. Hoffman HR, Casellini RC. New low firing synthetic porcelain: a solution to ceramometal problems. *Trend & Techniques in the Contemporary Dental Laboratory*. 1988;5:44-7.
165. Rekow ED. Computer aided design and manufacturing in dentistry. A review of the state of the art. *J Prosthet Dent*. 2013;58:512-16.
166. Pahlevan A, Mirzaee M, Yassine E, Ranjbar Omrany L, Hasani Tabatabaee M, Kermanshah H, Arami S, Abbasi M. Enamel thickness after preparation of tooth for porcelain laminate. *J Dent (Tehran)*. 2014 Jul;11(4):428-32.
167. Nicholson JW, Singh G. The use of organic compounds of phosphorus in clinical dentistry. *Biomaterials* 1996; 17:2023-2030.

168. Maritza Parra Lozada¹; Herney Garzón Rayo. Sistemas adhesivos autograbadores, resistencia de unión y nanofiltración: una revisión. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2012;24(1):15-19.
169. Zhang Z, Beitzel D, Mutluay M, Tay FR, Pashley DH, Arola D. On the durability of resin-dentin bonds: Identifying the weakest links. *Dent Mater.* 2015 Sep;31(9):1109-18.
170. *In vitro* cytotoxicity test evaluation of Materials for Medical Devices (Direct cell contact assay) with MA 154 (fest). RCC Projekt 705778, October 1998.
171. Dahl JE. Irritation of dental adhesive agents evaluated by the HET-CAM test. *Toxicology in Vitro.* 1999; 13:259-264.
172. Romero MF. Esthetic anterior composite resin restorations using a single shade: Step-by-step technique. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):9-13.
173. Davis HB, Gwinner F, Mitchell JC, Ferracane JL. Ion release from, and fluoride recharge of a composite with a fluoride-containing bioactive glass. *Dent Mater.* 2014 Oct;30(10):1187-94.
174. Tiveron AR, Delbem AC, Gaban G, Sasaki KT, Pedrini D. Effect of resin composites with sodium trimetaphosphate with or without fluoride on hardness, ion release and enamel demineralization. *Am J Dent.* 2013 Aug;26(4):201-6.
175. Bucuta S1, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 2014 Nov;18(8):1991-2000.
176. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(6):18-24.

177. Pedalino I, Hartup GR, Vandewalle KS. Depth of cure of bulk-fill flowable composite resins. *Gen Dent*. 2015 Sep-Oct;63(5):28-34.
178. Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. *IPS Empress 2. Quintessence of Dental Technology*. 1998.
179. Kppert HF. *Empress Brücke/Estudio in vitro*. Informe del análisis en Ivoclar AG, Schaan, Enero 2011.
180. Krämer N, Schiller R, Pelka M, Sindel J, Petschelt A. Three-body wear behaviour of different viscous luting composites. *J Dent Res* 2006; 75:74.
181. Chosak A, Edelman E. Rehabilitation of fractured incisors using the patients natural crown-case report. *J Dent Child* 1964;1:19-21.
182. Simonsen R. Traumatic fracture restauration: An alternative use of the acid etch technique. *Quintessence Int* 1979;1:15-22.
183. Dean JA. Avery DR., Swartz ML. Attachment of anterior tooth fragment. *Pediatr Dent* 1986;8:139-43.
184. Munksgaard EC, Hojtvéd L, Jorgensen EHW, Andreasen JO, Andreasen FM. Enamel-dentin crown fractures bonded with various bonding agents. *Endod Dent Traumatol* 1991;3:73-7.
185. Worthington RB, Murchinson DF, Vandevallé KS. Incisal edge reattachment. The effect of preparation, utilization and design. *Quintessence Int* 2001;14(4):197-202.
186. Manju M, Shanthraj SL, Savitha KC, Sethi N. Esthetic and biologic mode of reattaching incisor fracture fragment utilizing glass fiber post. *J Nat Sci Biol Med*. 2015;6(2):446-8.

187. Malterud M. Trauma happens: a minimally invasive approach to restoring fractured anterior teeth. *Gen Dent.* 2015;63(4):8-12
188. Yousef MK. Reattachment of fractured teeth fragments in mandibular incisors: a case report. *Int Med Case Rep J.* 2015 Apr 6;8:87-91.
189. Choudhary A, Garg R, Bhalla A, Khatri RK. Tooth fragment reattachment: An esthetic, biological restoration. *J Nat Sci Biol Med.* 2015 Jan;6(1):205-7.
190. Acharya S, Tandon S. Fibre reinforced composite: post and core material in a pediatric patient - an alternative to usual. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(11):29-31
191. Babaji P, Khanna P, S S, Chaurasia VR, Masamatti VS. Biologic restoration: a treatment option for reconstruction of anterior teeth. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(11):11-3
192. Sapna CM1, Priya R1, Sreedevi NB1, Rajan RR1, Kumar R1. Reattachment of fractured tooth fragment with fiber post: a case series with 1-year followup. *Case Rep Dent.* 2014;3.
193. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence Int.* 2015;46(3):189-97.
194. Avinash A, Dubey A, Singh RK, Prasad S. Surgical removal of coronal fragment of tooth embedded in lower lip and esthetic management of fractured crown segment. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2014 Jan;7(1):65-8.
195. Reston EG, Reichert LA, Busato AL, Bueno RP, Zettermann J. 10-year follow-up of natural crown bonding after tooth fracture. *Oper Dent.* 2014 Sep-Oct;39(5):469-72.
196. Sankar AJ, Shaik TA. A novel technique in restoring fractured anterior teeth. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(2):244-5.

197. Sushil ,Kumar S, Rao A. Multidisciplinary approach in managment of fractured central incisor through composite plug stabilization – A case report. *J Int Oral Health* 2013;5(1):79-82.
198. Cohen-Carneiro F, Sponchiado EC Jr, Garcia Ldo F, Yurtsever FV, Pontes DG, Sena A. Coronal reconstruction following anterior teeth traumatism: multidisciplinary treatment. *Gen Dent.* 2013 Aug;61(5):47-9.
199. Maitin N, Maitin S, Rastogi K, Bhushan R. Allogenuous tooth fragment reattachment. *BMJ Case Rep.* 2013 Jul 10;2013.
200. Ninawe N, Doifode D, Khandelwal V, Nayak PA. Fragment reattachment of fractured anterior teeth in a young patient with a 1.5-year follow-up. *BMJ Case Rep.* 2013 Apr 22;2013.
201. Gargari M, Ceruso FM, Pujia A, Prete V. Restoration of anterior teeth using an indirect composite technique. Case report. *Oral Implantol (Rome).* 2014 May 19;6(4):99-102.]
202. Patel N, Patel K, Venkataraghavan K, Madan S. Utilization of different management concepts in fractured tooth fragment reattachment: a report of three cases. *J Contemp Dent Pract.* 2013 Sep 1;14(5):973-9.
203. Kumari NB1, Sujana V, Sunil CH, Reddy PS. Reattachment of complicated tooth fracture: An alternative approach. *Contemp Clin Dent.* 2012 Apr;3(2):242-4.
204. Lise DP, Vieira LC, Araújo É, Lopes GC. Tooth fragment reattachment: the natural restoration. *Oper Dent.* 2012 Nov-Dec;37(6):584-90.
205. Stellini E, De Francesco M, Sivoilella S, Ferro R, Denotti G, Oberholtzer D, Mazzoleni S. Experimental evaluation of two methodologies for the restoration of crown fracture in

- permanent anterior teeth. *Eur J Paediatr Dent.* 2012 Jun;13(2):91-6.
206. Shetty PP, Metgud S, Jain A, Dhillon G, Astekar M. A conservative single visit reattachment of fractured crown fragment. *Clin Pract.* 2011;11(3):75-83.
207. Goenka P, Sarawgi A, Dutta S. A conservative approach toward restoration of fractured anterior tooth. *Contemp Clin Dent.* 2012 Apr;3(Suppl 1):S67-70.
208. Arhun N, Onay EO, Ungor M. Rehydration of a reattached fractured tooth fragment after prolonged dehydration. *Gen Dent.* 2012;60(3):173-7.
209. Shirani F, Malekipour MR, Manesh VS, Aghaei F. Hydration and dehydration periods of crown fragments prior to reattachment. *Oper Dent.* 2012 Sep-Oct;37(5):501-8.
210. Srilatha, Joshi S, Chhasatia N, Rani PJ, Mathur E. Reattachment of fractured anterior teeth-determining fracture strength using different techniques: an *in vitro* study. *J Contemp Dent Pract.* 2012 Jan 1;13(1):61-5.
211. Lo Giudice G, Lipari F, Lizio A, Cervino G, Cicciù M. Tooth fragment reattachment technique on a pluri traumatized tooth. *J Conserv Dent.* 2012 Jan;15(1):80-3.
212. De lima MD, Martins JF, de Moura MS, Leao VL, de Moura F. Reattachment of fractured fragment of an anterior tooth: case report and nine-year follow-up.
213. Işeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical management of a fractured anterior tooth with reattachment technique: a case report with an 8-year follow up. *Dent Traumatol.* 2011 Oct;27(5):399-403.
214. Badakar CM1, Shashibhushan KK, Naik NS, Reddy VV. Fracture resistance of microhybrid composite, nano composite and fibre-reinforced composite used for incisal edge restoration. *Dent Traumatol.* 2011 Jun;27(3):225-9.

215. de Alcântara CE, Corrêa-Faria P, Vasconcellos WA, Ramos-Jorge ML. Combined technique with dentin post reinforcement and original fragment reattachment for the esthetic recovery of a fractured anterior tooth: a case report. *Dent Traumatol.* 2010 Oct;26(5):447-50.
216. Bhargava M, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Gupta M. An evaluation of various materials and tooth preparation designs used for reattachment of fractured incisors. *Dent Traumatol.* 2010 Oct;26(5):409-12.
217. Capp CI, Roda MI, Tamaki R, Castanho GM, Camargo MA, de Cara AA. Reattachment of rehydrated dental fragment using two techniques. *Dent Traumatol.* 2009 Feb;25(1):95-9.
218. Prabhakar AR, Kurthukoti AJ, Kayalvizhi G. A comparison of impact strength of fragment-bonded anterior teeth using three different restorative materials: an *in vitro* study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2007 Apr-Jun;25(2):88-92.
219. Gandhi K, Nandlal B. Effect of enamel preparations on fracture resistance of composite resin buildup of fractures involving dentine in anterior bovine teeth: an *in vitro* study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2006 Jun;24(2):69-75.
220. Batalocco G, Lee H, Ercoli C, Feng C, Malmstrom H. Fracture resistance of composite resin restorations and porcelain veneers in relation to residual tooth structure in fractured incisors. *Dent Traumatol.* 2012 Feb;28(1):75-80.
221. Pusman E, Cehreli Z, Altay N, Unver B, Saracbası O, Ozgun G. Fracture resistance of tooth fragment reattachment: effects of different preparation techniques and adhesive materials. *Dental Traumatol* 2010;26:9-15.

-
222. Declaración de Helsinki-Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Brasil 2013.
223. Uddin MF, Naser M, Howlander MMR. Changing concepts in reattachment of tooth fracture. *Updat Dent. Coll .j* 2012; 2(2):42-46.
224. Reis A, Francci C, Loguercio AD, Carrilho MRO, Filho LER. Reattachment of anterior fractured teeth: fracture strength using different technique. *Operative Dentistry*. 2001;26:287-94.
225. Badami AA, Dunne SM, Scheer B. An *in vitro* investigation into the shera bond strengths of two dentine bonding agents used in the reattachment of incisal edge fragments. *Endod Dent Traumatol*. 1995;11:129-35.
226. Loguercio AD, Mengarda J, Amaral R, Kraul A, Reis A. Effect of fractured or sectioned fragments on the fracture strength of different reattachment technique. *Operative dentistry*. 2004;29(3):295-300.