



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

TÍTULO:

**ESTUDIO *IN VITRO* DEL LÁSER DE Nd:YAG SOBRE LA
SUPERFICIE DEL ESMALTE: EFECTOS ESTRUCTURALES,
CAMBIOS MORFOLÓGICOS Y TÉRMICOS**

PROGRAMA DE DOCTORADO:
FISIOPATOLOGÍA DEL APARATO ESTOMATOGNÁTICO

DOCTORANDO:

VICENTE MANUEL TORRES CELDA

DIRECTORES TESIS DOCTORAL:

DR. JOSÉ LUIS GANDIA FRANCO

DR. VICENTE TORRES ZARAGOZÁ

DRA. ROSA CIBRIÁN ORTIZ DE ANDA



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA.

UNIDAD DOCENTE DE ORTODONCIA. DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA Y DEPARTAMENTO DE FISIOLÓGÍA.

D. JOSÉ LUIS GANDIA FRANCO, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

D. VICENTE TORRES ZARAGOZÁ, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universitat de València,

Dña. ROSA CIBRIÁN ORTIZ DE ANDA, Profesora Titular del Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

CERTIFICAN QUE: D. **VICENTE MANUEL TORRES CELDA**, ha realizado bajo nuestra dirección el presente trabajo titulado: **“ESTUDIO *IN VITRO* DEL LÁSER DE Nd:YAG SOBRE LA SUPERFICIE DEL ESMALTE: EFECTOS ESTRUCTURALES, CAMBIOS MORFOLÓGICOS Y TÉRMICOS”**, y reúne, en nuestro criterio, los requisitos y méritos suficientes para optar, mediante el mismo, al Grado de Doctor en Odontología por la Universitat de València.

Fdo. José Luis Gandia

Fdo. Vicente Torres

Fdo. Rosa Cibrián

AGRADECIMIENTOS

“Uno de los secretos profundos de la vida es que lo único que merece la pena hacer es lo que hacemos por los demás”

Lewis Carroll (1832-1898)

Matemático y escritor británico

AGRADECIMIENTOS.

Agradezco a todas y cada una de las personas que me han ayudado en la realización de esta tesis doctoral.

En primer lugar, me gustaría mostrar mi enorme agradecimiento y amor al Dr. Vicente Torres Zaragoza, no sólo por toda la ayuda, apoyo incondicional y motivación que me ha inyectado como director de esta tesis, si no también como padre y espejo en el que mirarme. Sin él, esta tesis no habría sido posible.

Al Dr. José Luis Gandía Franco por darme la oportunidad de formarme en el Máster de Ortodoncia, por su amistad y cariño, por su motivación y siempre disposición para ayudarme.

A la Dra. Rosa Cibrián Ortiz de Anda por su inestimable ayuda con la elaboración del estudio estadístico, su alegría contagiosa y sus ánimos.

A la Dra. Vanessa Paredes Gallardo por su capacidad infinita de trabajo, eficacia en la resolución de problemas y ayuda en la parte “burocrática” del presente trabajo.

A D. José Luis José Chafer, por creer desde el principio en este proyecto.

A Dña. Estrella Fernández, de AIDO, y al Dr. Francisco Javier Gil, de la Universitat Politècnica de Catalunya, por su ayuda en la confección del prototipo láser y el análisis de las muestras.

A todo el grupo del Centro de Investigaciones Biomédicas Aplicadas del laboratorio Futura Medical S.A., Francisco Márquez, Eugenio Quintana, Inmaculada Roca, Jesús Salgado, que bajo la tutela y dirección del Dr. Vicente Torres Zaragoza, empezó un gran proyecto que ha servido de guía y base para la realización de este trabajo.

A todos los profesores que me formaron, tanto en la licenciatura como en el Máster, por darme visiones distintas de esta profesión tan bonita como es la Odontología.

A los profesores y compañeros, tanto de la Universitat de València como de la Universidad Europea de Valencia, por su amistad y dedicación.

A mis alumnos de Grado y Máster, con los que año tras año aprendo y por los que me esfuerzo cada día más en la labor de ser un mejor docente, por sus muestras de cariño.

A mis compañeros del Máster de Ortodoncia, Jordi, Vera, Carlos, Carmen, Luis, David y Merche, por su amistad, por los buenos momentos vividos durante esos años y por seguir ahí a mi lado. Carlos, bonito, hoy no estás presente pero siempre te llevaré en mi corazón. Te quiero.

A mis amigos y compañeros de licenciatura, Pepe, Chema, Sergio, Jorge, Rober, con vosotros empezó todo.

A mi madre Pilar, por ser un estímulo en lo personal y profesional, por su dedicación y amor.

Por último, y no por ello menos importante, a mi mujer Carolin por su paciencia infinita, amor incondicional y apoyo fundamental en los malos momentos; a mis hijos Vered, Nathan y Tiago, por ser la luz que guía mi vida, por hacerme sentir el padre más afortunado. Os amo.

ÍNDICE

“El caos es la ley de la naturaleza; el orden el sueño del
hombre”

Henry Adams (1838-1918)

Escritor e historiador estadounidense

ÍNDICE

1- INTRODUCCIÓN	1
2- REVISIÓN DE LA LITERATURA	3
2.1 ESMALTE	3
2.2 LÁSER EN ODONTOLOGÍA	36
2.3 INTERACCIÓN DEL LÁSER DE Nd:YAG CON EL ESMALTE DENTAL.....	72
3- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	85
4- MATERIAL Y MÉTODOS	87
4.1 MUESTRA.....	87
4.2 MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO MORFOLÓGICO I.....	89
4.3 MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO MORFOLÓGICO II.....	97
4.4 MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO TÉRMICO.....	98
4.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	102
5- RESULTADOS	107
5.1 CAMBIOS ESTRUCTURALES Y MORFOLÓGICOS	107
5.2 CLASIFICACIÓN SEGÚN EL GRADO DE MICROFUSIÓN.....	132
5.3 CAMBIOS TÉRMICOS.....	151
6- DISCUSIÓN.....	165
6.1 CAMBIOS ESTRUCTURALES Y MORFOLÓGICOS	165
6.2 CLASIFICACIÓN SEGÚN EL GRADO DE MICROFUSIÓN.....	171
6.3 CAMBIOS TÉRMICOS.....	172
7- CONCLUSIONES	175
8- BIBLIOGRAFÍA	177

ANEXO 1. Informe del Comité Ético de Investigación Clínica.

ANEXO 2. Información al Paciente.

ANEXO 3. Compromiso de Confidencialidad.

ANEXO 4. Consentimiento Informado.

INTRODUCCIÓN

“El principio es la mitad del todo”

Pitágoras de Samos (582 AC-498 AC)

Filósofo y matemático griego

1. INTRODUCCIÓN.

Los láseres son uno de los desarrollos más importantes del siglo XX debido a las propiedades que presentan. Monocromaticidad, colimación y coherencia de la radiación láser junto con las características propias de la interacción láser-materia han favorecido el desarrollo de una gran variedad de aplicaciones en diferentes áreas: industrial, biomédica y patrimonio. Las primeras aplicaciones del láser en medicina fueron en el campo de la oftalmología y odontología.

En odontología, el láser ha demostrado su utilidad en el tratamiento tanto de tejidos blandos como duros, así como en estructuras dentales y óseas. Las investigaciones con láser en el área odontológica comenzaron en los primeros años de la década de los 60 con el desarrollo del primer láser por Maiman. En 1964, Stern and Sognnaes llevaron a cabo el primer estudio sobre las potenciales aplicaciones de un láser de rubí en odontología. Sus primeras investigaciones se centraron en las aplicaciones de dicho láser con tejidos dentales duros. Evaluaron el posible uso de este láser para reducir la desmineralización de la sub-superficie, encontrando una reducción en la permeabilidad de los esmaltes expuestos a la desmineralización ácida.

Los resultados de estos primeros estudios no fueron muy prometedores debido a la insuficiente eficiencia en la ablación de los materiales dentarios y los efectos colaterales producidos por el sobrecalentamiento como formación de grietas, carbonización del esmalte y dentina, daño en la pulpa, etc; con la aparición de nuevos tipos de láseres, durante las últimas décadas, el empleo de los mismos en odontología ha experimentado una evolución espectacular en comparación con otras áreas de la medicina, convirtiéndose en la última década un instrumento consagrado para los dentistas.

Las aplicaciones más comunes de la tecnología láser en odontología incluyen procedimientos de prevención, tratamiento y diagnóstico, aunque también existen otras aplicaciones odontológicas que no están orientadas directamente hacia los tratamientos dentarios como son la esterilización de ciertos tipos de instrumental, la soldadura de aleaciones metálicas para componentes protésicos y el endurecimiento/curado de las resinas.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

“Aprender sin reflexionar es malgastar la energía”

Confucio (551 AC-478 AC)

Filósofo chino

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA.

2.1. ESMALTE.

Es el tejido más duro del organismo debido a que posee un porcentaje muy elevado (95%) de matriz inorgánica y muy bajo (0'36-2%) de matriz orgánica (Gómez y Campos, 2009). Los cristales de hidroxiapatita constituidos por fosfato de calcio representan el componente inorgánico del esmalte. En esto se asemeja a otros tejidos mineralizados como el hueso, la dentina y el cemento. Existen, sin embargo, una serie de características que hacen del esmalte un tejido único. Dichas características son las siguientes (Davis, 1988):

1. Embriológicamente deriva del órgano del esmalte, de naturaleza ectodérmica, que se origina de una proliferación localizada del epitelio bucal.
2. La matriz orgánica del esmalte es de naturaleza proteica con agregado de polisacáridos, y en su composición química no participa el colágeno.
3. Los cristales de hidroxiapatita del esmalte se hayan densamente empaquetados y son de mayor tamaño que los de otros tejidos mineralizados. Los cristales son sensibles a la acción de los ácidos constituyendo esta característica el sustrato químico que da origen a la caries dental.

4. Las células secretoras del tejido adamantino, los ameloblastos (que se diferencian a partir del epitelio interno del órgano del esmalte) tras completar la formación del mismo, involucionan y desaparecen durante la erupción dentaria por un mecanismo de apoptosis. Esto implica que no hay crecimiento ni nueva aposición de esmalte después de la erupción.

5. El esmalte maduro no contiene células ni prolongaciones celulares. Por ello actualmente no se le considera como un tejido sino como una sustancia extracelular altamente mineralizada. Las células que le dan origen no quedan incorporadas a él, y por consiguiente, el esmalte se considera una estructura acelular, avascular y sin inervación.

6. El esmalte frente a una noxa, reacciona con pérdida de sustancia siendo incapaz de repararse, es decir, no posee poder regenerativo como sucede en otros tejidos del organismo aunque puede darse el fenómeno de remineralización en él.

El esmalte por su superficie externa está en relación directa con el medio bucal y por la superficie interna se relaciona con la dentina por medio de la conexión amelodentinaria (CAD). A nivel cervical, el espesor del esmalte se relaciona con el cemento y en el cuello dentario con la encía por medio de la unión dentogingival (Gómez y Campos, 2009) (figura 1).

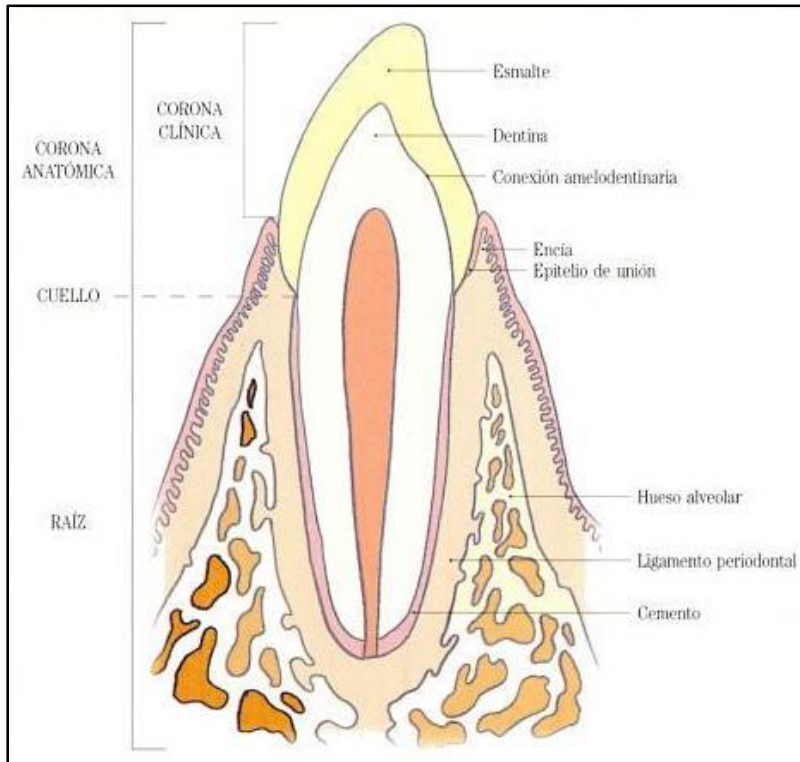


Figura 2.1. Relaciones del esmalte (Gómez y Campos, 2009).

El espesor del esmalte, que es la distancia comprendida entre la superficie libre y la CAD, no es constante y varía en las distintas piezas dentarias y en el seno de un mismo diente. El espesor decrece desde el borde incisal o cuspídeo hasta la región cervical. Presenta mayor espesor por vestibular que por lingual y más a nivel mesial que distal. También es sumamente delgado en los surcos intercuspídeos y fosas, pudiendo a veces faltar. Estas

zonas implican gran probabilidad de instalación de caries. Su espesor máximo (2 a 3 mm) se da en las cúspides de molares y premolares, en el borde íncisal de incisivos y en canino superior, zonas de grandes impactos masticatorios (Gómez y Campos, 2009).

2.1.1. COMPOSICIÓN QUÍMICA.

Es el tejido más mineralizado del cuerpo humano. En peso, está constituido químicamente, por una matriz inorgánica (95%), una matriz orgánica (1-2%) y agua (3-5%). En relación al volumen, las proporciones son de un 89%, 2% y 9% respectivamente (Saralegui y González, 1997).

2.1.1.1. Matriz orgánica.

El componente orgánico del esmalte se distribuye en los espacios que deja libre el material inorgánico y está formado principalmente por proteínas. A diferencia de la matriz orgánica de otros tejidos calcificados, en que predomina la presencia de colágeno (por lo general de tipo I), la matriz orgánica del esmalte está compuesta por proteínas no colágenas llamadas en conjunto proteínas del esmalte (Davis, 1988).

En mayor o menor medida, entre las proteínas presentes en la matriz orgánica del esmalte en las distintas fases de su formación destacan (Gómez y Campos, 2009):

1. Las **amelogeninas**, son moléculas hidrofóbicas, fosforiladas y glicosiladas. Son las más abundantes al comenzar la amelogénesis (90%) y disminuyen progresivamente a medida que aumenta la madurez del esmalte. Se denominan proteínas del esmalte inmaduro y se localizan entre los cristales de las sales minerales, sin estar ligadas a ellos.

2. Las **enamelinas**, son moléculas hidrofílicas glicosiladas. Representan el 2-3% de la matriz orgánica del esmalte. No son secretadas por los ameloblastos y se ha sugerido que resultan de la degradación de las amelogeninas.

3. Las **ameloblastinas o amelinas** se localizan en las capas más superficiales del esmalte y en la periferia de los cristales. Representan el 5% del componente orgánico.

4. La **tuftelina** se localiza en la zona de unión amelodentinaria al comienzo del proceso de formación del esmalte. Representa el 1-2% del componente orgánico.

5. La **parvalbúmina** se encuentra en el polo distal del proceso de Tomes del ameloblasto secretor y está asociada al transporte de calcio del medio intracelular al extracelular.

Además de estas proteínas específicas en la matriz orgánica del esmalte existen glucosaminoglicanos, proteoglicanos y diversas clases de lípidos. Estas moléculas orgánicas pueden desempeñar un papel en la calcificación de las proteínas del esmalte (Davis, 1988).

2.1.1.2. Matriz inorgánica.

Está constituida por sales minerales cálcicas, básicamente de fosfato y carbonato. Dichas sales muestran una organización apatítica, que corresponde al igual que ocurre en el hueso, la dentina y el cemento, a la fórmula general $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

Dichas sales se depositan en la matriz del esmalte, dando origen rápidamente a un proceso de cristalización que transforma la masa mineral en cristales de hidroxapatita (figura 2.2). Al contrario que en la dentina y el tejido óseo, en el esmalte no parece existir fosfato cálcico (Gómez y Campos, 2009).

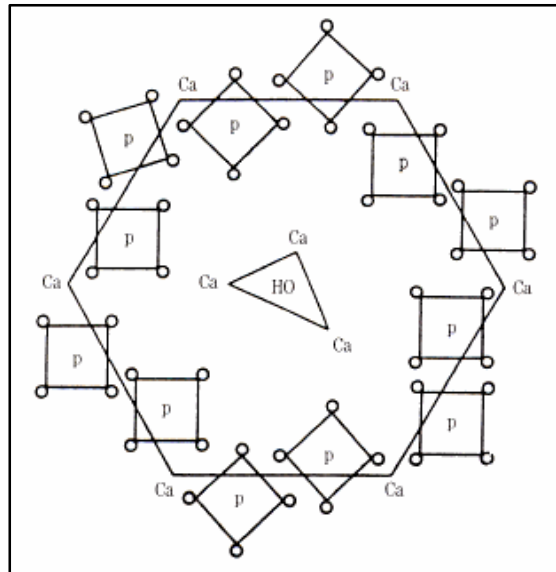


Figura 2.2. Proyección en una superficie plana de los iones que de forma tridimensional configuran la estructura cristalina de la hidroxiapatita (Gómez y Campos, 2009).

Los cristales del esmalte, a diferencia de los de otros tejidos calcificados, son extremadamente grandes y se asemejan a placas de forma hexagonal (figura 2.3). La longitud aproximada promedio de estos cristales es de 2.000 Å, pero no son raras las longitudes entre 5.000 y 60.000 Å. No parece haber una etapa de fosfato de calcio amorfo en la formación de la hidroxiapatita cristalina del esmalte (a diferencia del hueso y la dentina) (Davis, 1988).

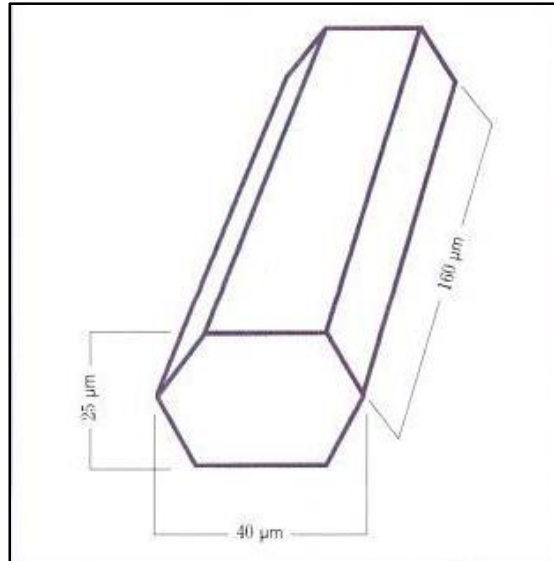


Figura 2.3. Diagrama del cristal de hidroxiapatita (Gómez y Campos, 2009).

Existen también sales minerales de calcio como carbonatos y sulfatos, y oligoelementos como potasio, magnesio, hierro, flúor, manganeso, cobre, etc. Los iones flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos en el cristal de hidroxiapatita y convertirlo en un cristal de fluorhidroxiapatita que lo vuelve resistente (menos soluble) a la acción de los ácidos. Las concentraciones más altas de flúor están en las 50 μm más superficiales del esmalte. En las regiones más profundas la concentración disminuye hasta 20 veces (Gómez y Campos, 2009).

2.1.1.3. Agua.

Se localiza en la periferia del cristal constituyendo la denominada "capa de hidratación", o capa de agua absorbida. El porcentaje de agua en el esmalte disminuye progresivamente con la edad (Gómez y Campos, 2009).

2.1.2. PROPIEDADES FÍSICAS.

El esmalte presenta las siguientes propiedades físicas (Gómez y Campos, 2009):

2.1.2.1. Dureza.

Es la resistencia superficial a ser rayado o sufrir deformaciones de cualquier índole, motivadas por presiones. En la escala de Mohs (es una escala de uno a diez que determina la dureza de ciertas sustancias) presenta una dureza que varía según autores, de 5 (Gómez y Campos, 2009) a 8 (Saralegui y González, 1997). La dureza adamantina decrece desde la superficie libre a la conexión amelodentinaria ya que está en relación directa con el grado de mineralización.

2.1.2.2. Elasticidad.

Es muy escasa ya que depende de la cantidad de agua y de la sustancia orgánica que posee (Gómez y Campos, 2009). Tiene un módulo elástico alto y una resistencia a la tensión baja. Por ello, es un tejido frágil con tendencia a las macro y microfracturas. Esto implica la necesidad de un tejido subyacente (la dentina), que tenga una resistencia compresiva alta y cierta resiliencia (Saralegui y González, 1997). La elasticidad es mayor en la zona del cuello y vaina de los prismas por el mayor contenido en sustancia orgánica.

2.1.2.3. Color y Transparencia.

El esmalte es translúcido, esta transparencia puede atribuirse a variaciones en el grado de calcificación y homogeneidad del esmalte. A mayor mineralización, mayor translucidez (Gómez y Campos, 2009). No obstante, en las zonas de mayor espesor (cúspides) tiene tonalidad grisácea y donde es más delgado (cervical) presenta un color blanco amarillento, pero este color no es propio del esmalte, sino que depende de las estructuras subyacentes, en especial de la dentina (Eisenmann, 1992).

2.1.2.4. Permeabilidad.

Es extremadamente escasa. El esmalte puede actuar como una membrana semipermeable, permitiendo la difusión de agua y de algunos iones o moléculas existentes en la saliva. Esto sólo ocurre en un pequeño espesor de la superficie (30 μm), mecanismo conocido como remineralización (Gómez y Campos, 2009).

2.1.2.5. Radioopacidad.

Es la oposición al paso de los rayos Roentgen, siendo muy alta ya que es la estructura más radioopaca del organismo humano por su alto grado de mineralización (Gómez y Campos, 2009).

2.1.2.6. Birrefringencia.

Le permite reflejar la luz de distintas formas en función de la dirección (Saralegui y González, 1997).

2.1.3. ESTRUCTURA HISTOLÓGICA.

2.1.3.1 Unidad estructural básica del esmalte.

La unidad estructural básica es el prisma del esmalte, estructura compuesta por cristales de hidroxiapatita. El conjunto de prismas del esmalte forma el esmalte prismático que constituye la mayor parte de esa matriz extracelular mineralizada. En la periferia de la corona y en la conexión amelodentinaria (CAD) existe el denominado esmalte aprismático, en el que la sustancia adamantina mineralizada no constituye ni configura prismas.

- Esmalte prismático
 - Morfología de los prismas

Los prismas son unas estructuras longitudinales de 4 μm de espesor promedio, que se dirigen desde la conexión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte. El diámetro de los prismas varía entre 4-10 μm , es menor en su punto de origen y aumenta gradualmente a medida que se acerca a la superficie libre. El número de prismas varía en relación con el tamaño de la corona evaluándose entre 5 y 12 millones.

Al microscopio óptico (MO), los prismas se observan como bandas delgadas o varillas adamantinas irregularmente paralelas en cortes longitudinales. Al microscopio electrónico de barrido (MEB), los cortes longitudinales se observan como bastones irregularmente paralelos (figura 2.4) y en cortes transversales con una morfología en ojo de cerradura de llave antigua (figura 2.5).

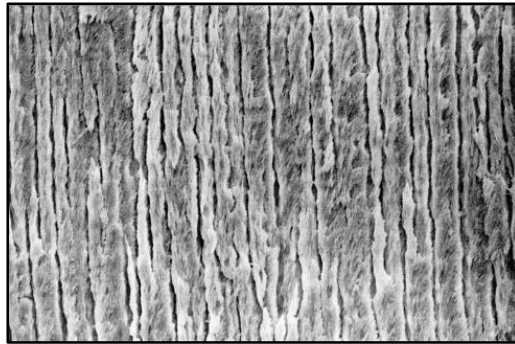


Figura 2.4. Prismas dispuestos paralelamente en un corte longitudinal de esmalte observados con el MEB, x800 (Gómez y Campos, 2009).

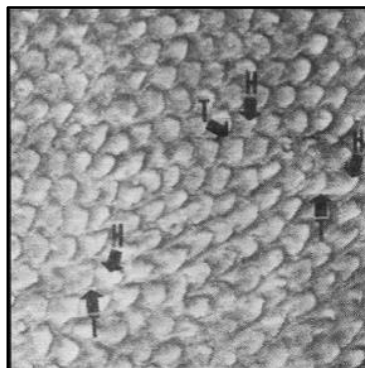


Figura 2.5. Micrografía electrónica de barrido de prismas del esmalte humano en un corte transversal. Se puede ver tanto la cabeza (H) como la cola (T) de los prismas (Davis, 1988).

Ello permite distinguir en los prismas dos regiones: la cabeza, o cuerpo (en forma de cúpula esférica seguida de un cuello estrecho) y la cola con terminación irregular (figura 2.6). Los prismas del esmalte son estructuras que se encuentran estrechamente asociadas unas con otras y en este sentido hay que indicar que las cabezas de los prismas se encuentran siempre ubicadas entre las colas de los prismas suprayacentes y las colas de cada prisma ubicadas entre las cabezas de los prismas subyacentes. Este sistema de engranaje entre los prismas confiere mayor resistencia al esmalte, pues la cabeza soporta los choques de las fuerzas masticatorias y las colas las distribuyen y las disipan (Gómez y Campos, 2009).

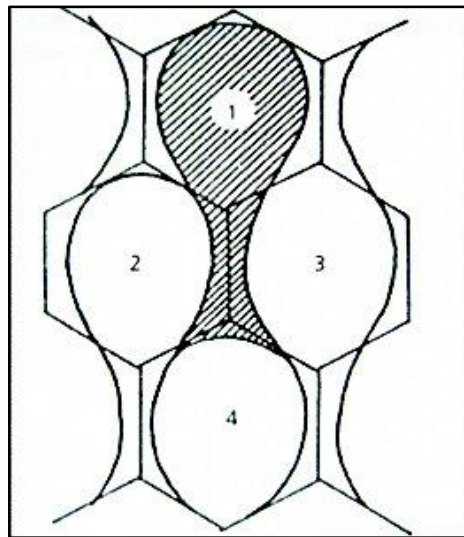


Figura 2.6. Corte transversal de los prismas al microscopio electrónico (Gómez y Campos, 2009).

El material orgánico es muy escaso y se distribuye básicamente en la periferia de los prismas rodeando la estructura en ojo de cerradura. Este material orgánico periférico es un material muy insoluble y corresponde a la denominada **vaina de los prismas**. La diferencia entre el prisma y la vaina de los prismas es cuantitativa, es decir, éstas últimas son zonas con menor grado de mineralización, por el mayor contenido de proteínas (Gómez y Campos, 2009).

- Composición de los prismas

Los prismas están constituidos por un conjunto de cristales de hidroxiapatita. Estos cristales presentan una orientación muy definida en el interior de los mismos. En un corte longitudinal, los ejes mayores de los cristales de hidroxiapatita se disponen paralelamente al eje longitudinal del prisma en la región de la cabeza. En la zona de unión de la cabeza con la cola se van inclinando progresivamente respecto al eje longitudinal del prisma hasta que los cristales adquieren una posición perpendicular (respecto del eje longitudinal del prisma) en la región de la cola del prisma (figura 2.7) (Gómez y Campos, 2009).

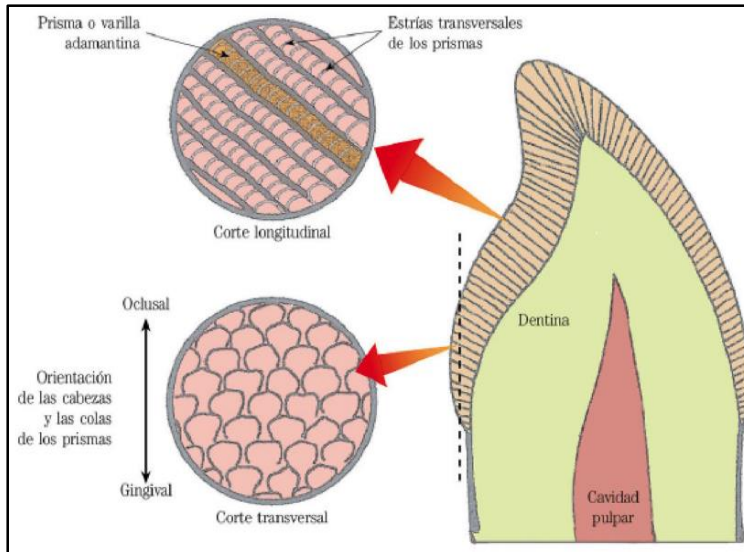


Figura 2.7. Esquema de la disposición y recorrido de los prismas del esmalte (Gómez y Campos, 2009).

- Orientación de los prismas

La orientación de los prismas es bastante compleja pues no siguen una trayectoria rectilínea a través del esmalte, sino un recorrido sinuoso. Los prismas se organizan y disponen en hileras o planos circunferenciales alrededor del eje mayor del diente. Además, dicha orientación es diferente en dientes temporales y permanentes. En los primeros, las hileras de prismas son horizontales en la región cervical mientras que en la región cuspeída son casi verticales, es decir, perpendiculares a la

unión amelodentinaria. En los dientes permanentes, las hileras de los prismas de la región cervical, se desvían de la horizontal y se inclinan hacia apical y, en la región cuspídea, presentan la misma orientación vertical o perpendicular que en los dientes primarios (Gómez y Campos, 2009).

➤ Esmalte aprismático

Es material adamantino carente de prismas. Se localiza en la superficie externa del esmalte prismático y posee un espesor de 30 μm . Está presente en todos los dientes primarios (en la zona superficial de toda la corona) y en un 70% de los dientes permanentes. En estos últimos se encuentra ubicado en mayor medida en las regiones cervicales y en zonas de fisuras y microfisuras y, en menor medida, en las superficies cuspídeas. En el esmalte aprismático, los cristales de hidroxiapatita se disponen paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie externa (Gómez y Campos, 2009).

En cuanto al origen del esmalte aprismático, parece deberse a la ausencia o menor desarrollo de los procesos de Tomes, responsables de la formación de los prismas a nivel de la zona coronaria (patrón de esmalte aprismático tipo P) y a la existencia de grupos aislados de ameloblastos sobre las estrías de Retzius, que formarían el esmalte aprismático en la unión amelocementaria (patrón de esmalte aprismático tipo R), a la vez

que se configuran las estrías (figura 2.8) (Gómez y Campos, 2009).

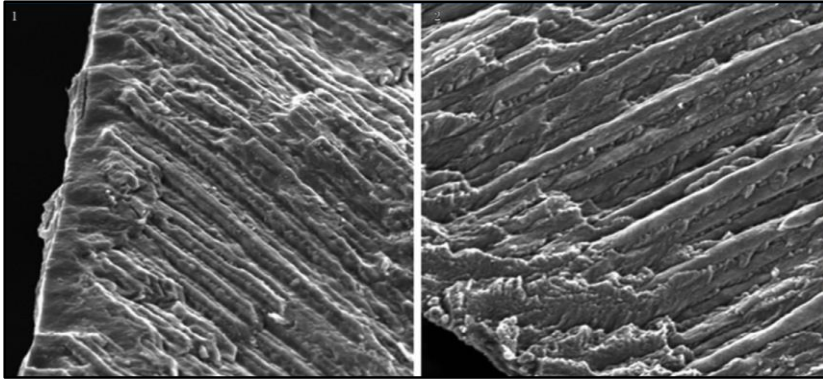


Figura 2.8. Patrón de esmalte aprismático tipo P (izquierda) y tipo R (derecha) al MEB (Gómez y Campos, 2009).

2.1.3.2. Unidades estructurales secundarias del esmalte.

Se originan a partir de las unidades estructurales primarias, como resultado de varios mecanismos: el diferente grado de mineralización, el cambio en el recorrido de los prismas y la interrelación del esmalte con la dentina subyacente o la periferia medioambiental (Gómez y Campos, 2009).

➤ **Por diferente grado de mineralización**

• **Estrías de Retzius**

Las estrías de Retzius son líneas de crecimiento incremental. Dichas líneas se relacionan con periodos de reposo en la mineralización y, por tanto, indicarían zonas menos mineralizadas. Aunque se sugiere que su origen también podría deberse a un retraso en la producción de la matriz o trastornos en el sitio de la mineralización (Gómez y Campos, 2009).

Perturbaciones sistémicas, tales como fiebres, que afectan la amelogénesis producen líneas incrementales acentuadas; patrones similares de líneas incrementales se encuentran en diferentes dientes del mismo individuo. La base estructural para la producción de líneas de Retzius es aún incierta. Las microfotografías electrónicas revelan una posible disminución en el número de cristales en las estrías y también se ha sugerido que las varillas del esmalte se doblan cuando cruzan una línea incremental. La **línea neonatal**, cuando está presente, es una estría de Retzius acentuada (Davis, 1988).

Son prominentes en la mayor parte de los dientes humanos permanentes, menos prominentes en el esmalte decidual postnatal y raros en el esmalte prenatal. Son más frecuentes en la zona cervical de la corona y se orientan oblicuamente respecto de los prismas del esmalte (Davis, 1988).

Las estrías de Retzius se observan siempre, ya sea en cortes longitudinales, como una serie de líneas o bandas de color pardo-oscuro de anchura variable (figura 2.9) o en cortes transversales, como anillos concéntricos (figura 2.10) (Gómez y Campos, 2009).

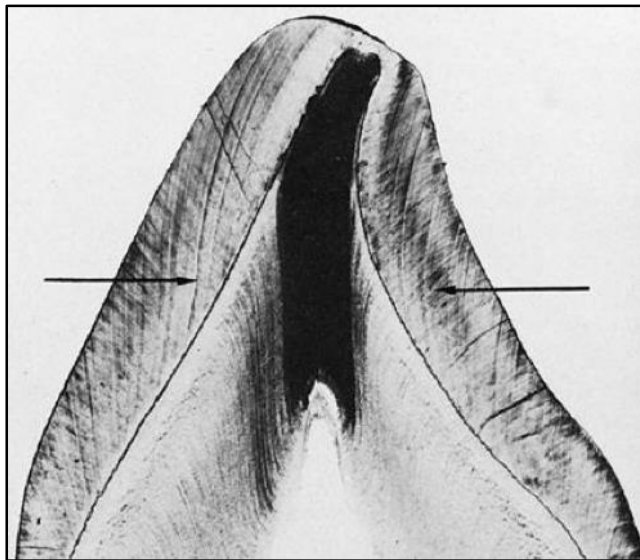


Figura 2.9. Corte longitudinal de la disposición de las estrías de Retzius. Aparecen como líneas oscuras (flechas) (Eisenmann, 1992).

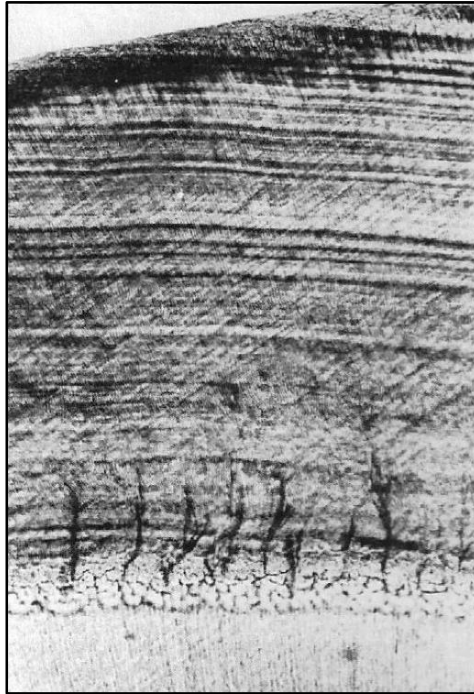


Figura 2.10. Corte transversal de la disposición de las estrías de Retzius (Eisenmann, 1992).

- **Estrías transversales**

Son estrías transversales que forman ángulo recto con los ejes longitudinales de los prismas a intervalos de 5 μm y se asocian a incrementos diarios en la formación de esmalte (Saralegui y González, 1997).

- **Penachos de Linderer**

Representan grupos o acúmulos de prismas hipomineralizados (hipocalcificados). Se extienden de la unión dentina-esmalte al interior de este último en aproximadamente un tercio de su grosor. Los penachos, que son estructuras ramificadas, incluyen más de un prisma. Son ricos en matriz orgánica y muy permeables. Se ven mejor en cortes esmerilados transversales (figura 2.11) (Davis, 1988).

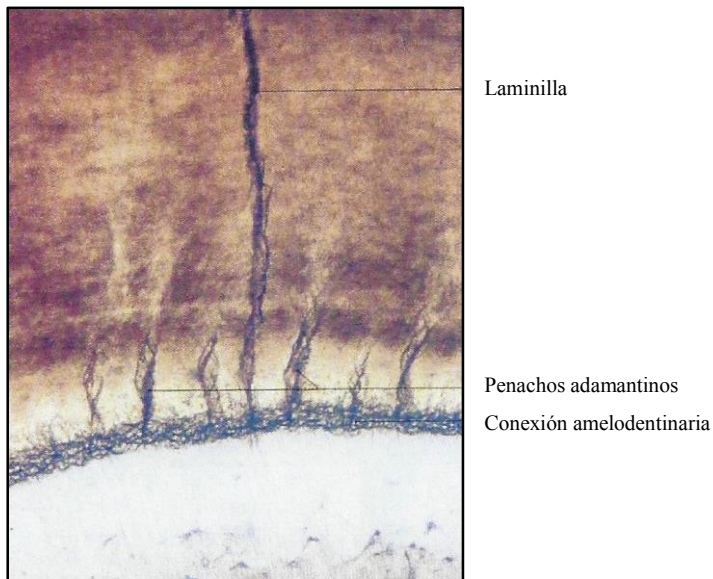


Figura 2.11. Sector de los penachos adamantinos o de Linderer. Se visualiza una lámina del esmalte. Técnica por desgaste, x40. (Gómez y Campos, 2009).

Los penachos representan regiones en que las vainas de los prismas se expanden. Se cree que se forman durante la fase de maduración de la amelogenesis, cuando por alguna razón aún no definida el ameloblasto de maduración es incapaz de eliminar la mayor parte de la matriz orgánica extracelular. Estas regiones de tejido hipomineralizado constituyen regiones débiles o "fallas geológicas" en el tejido maduro (Davis, 1988).

➤ **Por cambio en el recorrido de los prismas.**

- **Bandas de Hunter-Schreger**

Son un fenómeno óptico ocasionado por cambios en la dirección de los prismas. Aparecen como bandas oscuras, o diazonas, resultado del corte de los prismas del esmalte en un plano transversal ó como bandas claras, o parazonas, como consecuencia de los prismas cortados en su orientación longitudinal (figura 2.12) (Eisenmann, 1992). Se observan en cortes longitudinales por desgaste y con luz incidente polarizada y se encuentran ocupando las cuatro quintas partes más internas del esmalte. Se encuentran presentes en todos los dientes permanentes y aún en los que no han completado su formación (Gómez y Campos, 2009).



Figura 2.12. Corte longitudinal por desgaste de un diente observado con luz incidente. Se observan una serie de bandas de Hunter-Schreger, que aparecen como bandas alternativamente claras y oscuras (Eisenmann, 1992).

- **Esmalte nudoso**

Se localiza en las regiones de las cúspides dentarias y está formado por una compleja interrelación de prismas o bastones adamantinos. Su origen radica en que los planos circunferenciales de los prismas con sus ondulaciones se

interrelacionan íntima y estrechamente entre sí, para aumentar la resistencia del esmalte, pues está ubicado precisamente en las zonas más expuestas a la acción masticatoria (figura 2.13) (Gómez y Campos, 2009).



Figura 2.13. Esmalte nudoso. Técnica de desgaste, x40 (Gómez y Campos, 2009).

➤ **Por la interrelación entre el esmalte y la dentina**

- **Conexión amelodentinaria (CAD)**

Es el límite entre el esmalte y la dentina y se observa como un perfil ondulante o festoneado en los cortes por desgaste. Al microscopio electrónico de barrido se muestra como una serie de surcos que aumentan la superficie y probablemente también la adhesión entre el esmalte y la dentina (figura 2.14) (Davis 1988).

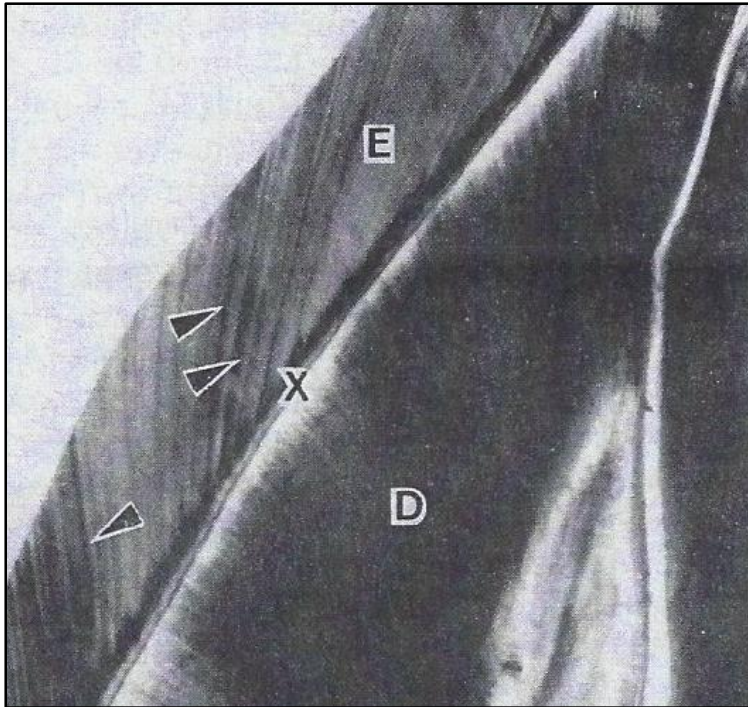


Figura 2.14. Corte esmerilado de un incisivo permanente humano. E, esmalte; D, dentina; X, unión amelodentinaría (Davis, 1988).

Su origen se establece en los primeros estadios de la morfogénesis dentaria. Su espesor se ha estimado en $11'8 \mu\text{m}$ sin que existan variaciones significativas entre las distintas piezas dentarias ni tampoco a lo largo de la CAD de cada diente (Gómez y Campos, 2009).

- **Husos adamantinos**

Durante las primeras fases de aposición de la odontogénesis, las prolongaciones odontoblásticas penetran a través de la unión dentina-esmalte para quedar en íntima relación con los recién diferenciados ameloblastos secretores. Al iniciarse la amelogénesis, estas estructuras quedan atrapadas dentro de la matriz calcificada del esmalte para formar los husos del esmalte. Por lo que, en realidad, son túbulos dentinarios que han cruzado la unión amelodentinaria en dirección al esmalte (Davis, 1988).

Su orientación es similar a la del proceso odontoblástico del que provienen y no guardan relación con los prismas vecinos, son perpendiculares a la CAD y oblicuos respecto a los prismas (figura 2.15). La función de los mismos se relaciona con la transmisión de estímulos (Gómez y Campos, 2009).

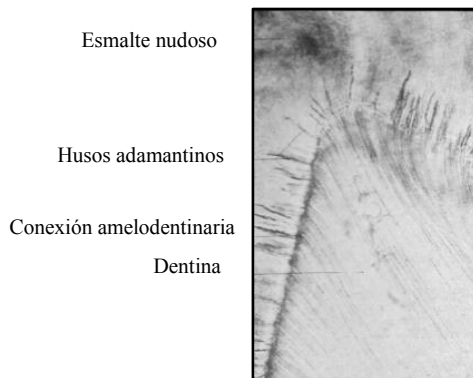


Figura 2.15. Borde cuspidado en la zona de la conexión amelodentinaria (Gómez y Campos, 2009)

- **Líneas de imbricación de Pickerill.**

Son surcos poco profundos existentes en la superficie del esmalte, generalmente, en la porción cervical de la corona; dichos surcos no son más que las estrías de Retzius observadas desde la superficie del esmalte (figura 2.16) (Gómez y Campos, 2009).

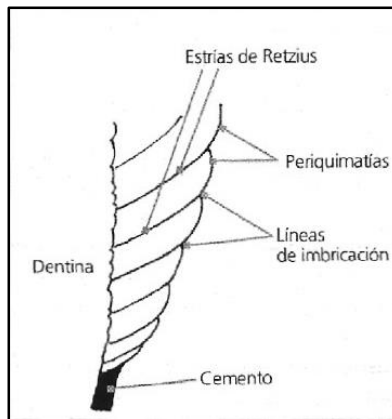


Figura 2.16. Periquimatías y líneas de imbricación en la superficie del esmalte (Gómez y Campos, 2009).

- **Periquimatías**

Son elevaciones o crestas bajas existentes entre las líneas de imbricación en la superficie del esmalte. Las periquimatías son más marcadas en los dientes permanentes recién erupcionados y tienen tendencia a desaparecer con la edad como consecuencia del desgaste fisiológico; es por ello que las

personas de edad presentan un esmalte de superficie lisa (figura 2.17) (Gómez y Campos, 2009).



Figura 2.17. Microfotografía electrónica de barrido de la superficie vestibular de un diente, donde se observa el aspecto de las periquimatías (Eisenmann, 1992).

- **Fisuras o surcos del esmalte**

Las fisuras o surcos son invaginaciones de morfología y profundidad variable que se observan en la superficie del esmalte de premolares y molares. Son áreas hipocalcificadas.

El origen se debe a una coalescencia incompleta de los lóbulos cuspídeos (centros de morfogénesis coronaria) donde la actividad ameloblástica se desarrolla de forma independiente y después se sueldan.

Cuando dos o más lóbulos cuspidos adyacentes de producción de esmalte comienzan a fusionarse, una depresión en valle se forma entre ellos; los ameloblastos se acumulan en la superficie que recubre la base y la actividad secretora de los mismos cesa mientras que los ameloblastos de las laderas del valle continúan con su actividad acercando las paredes de la futura fisura. El resultado es un surco o fisura más o menos profundo según el estadio de desarrollo en el que el proceso haya comenzado.

Se describen tres tipos morfológicos de fisuras: tipo V, que se caracterizan por una entrada amplia y un estrechamiento progresivo hasta la base; tipo I, que poseen una anchura constante a todo lo largo de la invaginación; tipo Y, que muestran una tendencia al estrechamiento desde la entrada y que morfológicamente es la unión de los dos tipos anteriores (figura 2.18) (Gómez y Campos, 2009).

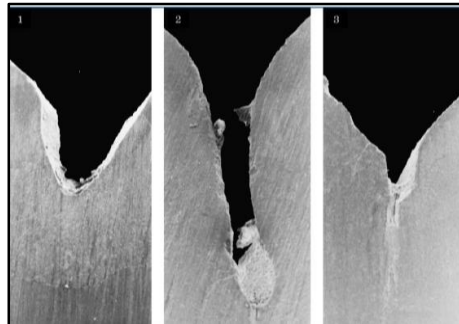


Figura 2.18. Tipos de fisuras o surcos del esmalte. 1: fisura tipo V. 2: fisura tipo I. 3. Fisura tipo Y. (Gómez y Campos, 2009).

➤ **Origen mixto**

- **Laminillas o microfisuras del esmalte**

Las laminillas o microfisuras del esmalte son formaciones comparables a fallas geológicas finas y delgadas, que se extienden de forma rectilínea desde la superficie del esmalte hasta la dentina e incluso pueden penetrar en ella. Están constituidas básicamente por tejido poco o nada mineralizado y tienen un espesor variable con independencia de su tipo, sin sobrepasar unos pocos micrómetros. Se observan, tanto en cortes longitudinales como en los cortes transversales, mediante técnicas de desgaste con microscopía óptica (figura 2.19).

Existen dos tipos generales de microfisuras, las microfisuras primarias producidas en un diente antes de la erupción y las microfisuras secundarias, originadas una vez producida dicha erupción. Las primarias están constituidas bien por matriz del esmalte no mineralizada o bien por células que proceden del órgano del esmalte (estructura que origina el esmalte). Las microfisuras secundarias o laminillas post-eruptivas tienen, en general, el mismo origen y se generan básicamente por traumas y cambios rápidos de temperatura en ese lugar (figura 2.20) (Gómez y Campos, 2009).



Figura 2.19. Laminillas del esmalte. Técnicas por desgaste, x10 (Gómez y Campos, 2009).

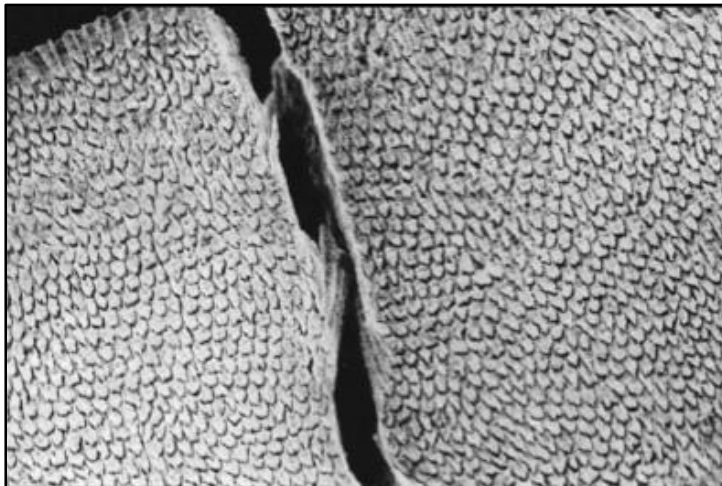


Figura 2.20. Microfisuras del esmalte. MEB, x400 (Gómez y Campos, 2009).

2.1.3.3. Cubiertas superficiales del esmalte.

- **Cutícula del esmalte**

Delicada membrana que cubre toda la corona del diente recién erupcionado, y que corresponde a la última secreción de los ameloblastos. Es una membrana fuertemente adherida a la superficie del esmalte que desaparece cuando el diente entra en oclusión por acción del acto masticatorio. En las zonas protegidas, como superficies proximales o gingivales puede persistir durante toda la vida del diente (Gómez y Campos, 2009).

- **Película secundaria, exógena o adquirida**

El esmalte erupcionado está cubierto por una película formada por un precipitado de proteínas salivales y elementos inorgánicos provenientes del medio bucal. Es una película clara, acelular y exenta de bacterias que vuelve a formarse a las pocas horas de haber limpiado mecánicamente la superficie adamantina. Sobre ella se forma la placa dental o bacteriana que es la colonización bacteriana de la superficie de la película adquirida (Gómez y Campos, 2009).

2.2. LÁSER EN ODONTOLOGÍA.

Los láseres se han introducido en el campo de la odontología clínica con el fin de cubrir algunos inconvenientes que presentan los métodos tradicionales. Desde la aparición del primer estudio, han aparecido una gran variedad de procedimientos en los que se utiliza el láser.

El empleo del láser en odontología se puede agrupar principalmente en tres tipos de áreas diferentes: diagnóstico, tratamiento de tejidos duros y tratamiento de tejidos blandos (Walsh, 2003; Todea, 2004; Husein, 2006).

Dentro de estas tres áreas de aplicación se pueden destacar las siguientes aplicaciones:

➤ **Diagnóstico**

Los láseres empleados en la detección temprana de caries y otros defectos son láseres que operan a baja potencia y emiten en regiones visible (400-700 nm), ultravioleta (200-400 nm) e infrarrojo cercano (700-1500 nm). La técnica más empleada es la técnica conocida como fluorescencia inducida por láser. En esta técnica se emplea un láser de diodos (rojo) para inducir la fluorescencia de depósitos bacteriológicos, sarro, detectar caries en fisuras y fosas y caries debajo de sellantes transparentes de fisuras (Walsh, 2003).

➤ **Tratamiento tejidos duros**

En el tratamiento de tejidos duros se engloban todos los procesos relacionados con la eliminación del esmalte, dentina, hueso o cemento dental, con el fin de realizar un pre-tratamiento de unión, eliminar caries, preparar cavidades, eliminar algunos tipos de empastes, prevenir caries y blanqueamiento.

Además de la eliminación de tejido duro en general, el láser también se emplea para procesar/fundir la superficie del esmalte con el fin de incrementar su resistencia, sellarlo y generar modelos retentivos para la adherencia de composites. En cuanto a la dentina, el láser se emplea para esterilizarla y cerrar los túbulos dentinarios y realizar tratamientos de hipersensibilidad.

➤ **Tratamiento tejidos blandos**

La aplicación del láser en tejidos blandos se ha restringido mayoritariamente al desbridamiento de las bolsas periodontales, realizar incisiones y escisiones gingivales y de mucosa en la cavidad bucal. También tiene gran utilidad en la descontaminación de las bolsas periodontales, ya que consigue eliminar las bacterias anaerobias que contienen.

En el apartado siguiente se presenta una descripción de los procesos que tienen lugar durante la interacción láser

materia. También se incluye información sobre los parámetros láser y las propiedades físico-químicas de los diferentes materiales/tejidos que constituyen el diente y cómo influyen en la elección del tipo de láser para cada aplicación. Por último se recoge una breve descripción de los tipos de láser más empleados en odontología y sus aplicaciones concretas.

2.2.1. INTERACCIÓN LÁSER-MATERIA.

Un buen conocimiento de los fenómenos y mecanismos que tienen lugar cuando la radiación láser interacciona con los tejidos es un elemento clave para estimar los riesgos y beneficios del empleo del láser en medicina (figura 2.21).

Cuando un haz láser de irradiancia F_0 , definida como la energía por unidad de superficie y normalmente se mide en J/cm^2 , incide sobre un material parte de la energía puede ser absorbida, reflejada o transmitida en función de la reflectancia ($R=F_r/ F_0$), absorbancia ($A=F_a/ F_0$) y de la transmitancia ($T=F_t/ F_0$) que presente el material.

$$R + A + T = 1$$

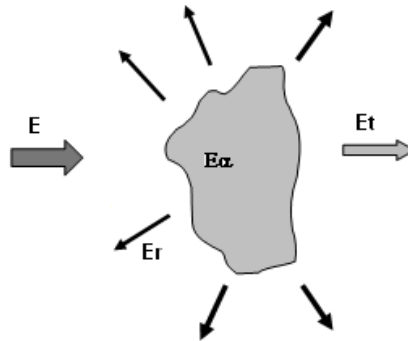


Figura 2.21. Esquema del proceso que puede tener lugar cuando una radiación incidente E interacciona sobre un material.

La irradiancia absorbida F_α puede causar efectos térmicos (F_{th}) o inducir modificaciones fotoquímicas (F_{ph}) en el material, y parte puede ser reemitida por el material en forma de fluorescencia o fosforescencia (F_{fl}). Estos procesos se pueden describir con la ecuación:

$$F_\alpha = F_{th} + F_{ph} + F_{fl}$$

Los valores de los términos F_R , F_T y F_{fl} pueden utilizarse para obtener información de diagnóstico para identificar y cuantificar los componentes de un material. Por el contrario los términos F_{th} y F_{ph} pueden ser explotados para inducir modificaciones o procesar materiales. La limpieza o más general la eliminación de capas de materiales no deseadas de una superficie puede ser una consecuencia final de dichos efectos.

La interacción del haz láser con un material depende principalmente de las características del láser: longitud de onda λ , duración del pulso τ , perfil del pulso, la irradiancia F, de las propiedades ópticas del blanco: coeficiente de reflexión R, coeficiente de absorción α y de sus propiedades térmicas: difusividad térmica D, capacidad calorífica C y conductividad térmica K (tabla 2.1).

Tabla 2.1. Parámetros láser y propiedades físico químicas que determinan el proceso de interacción láser materia.

Parámetros láser	Propiedades físicas	Propiedades químicas
Longitud de onda (λ)	Coeficiente de absorción (α)	Naturaleza química
Duración del pulso (τ)	Coeficiente de reflexión (R)	Composición química
Frecuencia de repetición (ν)	Difusividad térmica (D)	Estructura
Energía por pulso (E)	Capacidad calorífica (C)	
Irradiancia (F)	Conductividad térmica (k)	

La absorción de la radiación (Catherinot y cols., 1991) por el material que constituye el blanco generalmente viene dada por la ley de Lambert-Beer:

$$I(z) = I_0(1 - R)e^{-\alpha(\lambda)z}$$

Define la intensidad de la radiación a medida que penetra el material I_z , donde I_0 es la intensidad de la radiación incidente y R es el coeficiente de reflexión que proporciona una idea de la disminución de la eficacia del acoplamiento de la energía del haz incidente con el material (Rajiv y cols., 1990) y depende de la longitud de onda de la radiación incidente, de la conductividad eléctrica del material y del estado de la superficie del blanco.

El espesor de material z_0 que es penetrado por el haz láser viene definido por la ecuación siguiente:

$$z_0 = \frac{1}{\alpha(\lambda)}$$

y depende del coeficiente óptico de absorción (α).

Siendo la difusividad térmica del blanco:

$$D_t = \frac{k}{\rho C}$$

donde k , es la conductividad térmica, ρ la densidad y C la capacidad calorífica, se puede estimar el espesor del blanco que es afectado térmicamente en el tiempo que dura el pulso con la relación siguiente:

$$L = 2(D_t \tau)^{1/2}$$

Para que haya una eyección del material a eliminar es necesario que la irradiancia en la superficie del material sea mayor que un valor límite llamado irradiancia umbral. Su valor depende principalmente de los parámetros del láser (λ , τ) y de las propiedades del material.

Si se considera que sólo hay eyección de material cuando la temperatura en la superficie es mayor que la temperatura de evaporación de los elementos que constituyen el material, se puede calcular la intensidad mínima del haz, necesaria para producir la eyección de partículas (Sassoli, 1998).

$$I_{um} = \frac{T_{vap} - T_0}{2\alpha\sqrt{D\tau}} \sqrt{\pi} K$$

donde T_0 es la temperatura inicial de la película, α es el coeficiente de absorción, D es la difusividad térmica, K la conductividad térmica y τ es la duración del pulso.

La ablación de un material sólido no-polimerizado se puede dividir en tres fenómenos en función de la densidad de potencia de la radiación incidente:

- Comportamiento no térmico, bajas densidades de potencia.
- Evaporación térmica, densidades de potencia intermedias.
- Fase de explosión, densidades de potencia muy elevadas.

En el caso de materiales polimerizados, cuando la excitación se hace con un láser ultravioleta, lo que se observa es un comportamiento fotoquímico produciéndose la ruptura de los enlaces químicos.

En la práctica, la situación más frecuente es una situación intermedia en la que se producen tanto la evaporación térmica como la fase de explosión.

➤ **Proceso no térmico**

A bajas densidades de potencia, en torno al umbral de ablación láser, muchos sólidos cristalinos muestran un comportamiento no térmico en la eyección de partículas cuando se irradian con láseres pulsados visibles y especialmente ultravioletas (Götz, 1996).

La energía electromagnética se transforma inmediatamente en excitación electrónica en forma de plasmones, electrones no enlazados y en el caso de aislantes en excitones (pares electrón-hueco). Estos procesos vienen descritos por la función dieléctrica y que depende de la estructura de la banda electrónica (Willmot y Huber, 2000). Estos mecanismos de excitación electrónica producen la eyección de especies con elevada energía cinética la cual no puede explicarse por evaporación térmica. A densidades de potencia más altas, los efectos no térmicos son menos importantes cuando la evaporación térmica empieza a ser el mecanismo más importante en la eyección de material.

➤ **Evaporación térmica**

Cuando la densidad de potencia del haz incidente es inferior a 10^6 W/cm² pero mayores que la densidad de potencia, umbral de ablación, se produce la evaporación del material del blanco. Una vez que los fotones son absorbidos por los electrones de los átomos presentes en el blanco, su energía se redistribuye como agitación molecular. Por difusión térmica, se produce un aumento de la temperatura que afecta a un espesor de blanco L , produciéndose primero la fusión y después la evaporación de los materiales del blanco (figura 2.22).

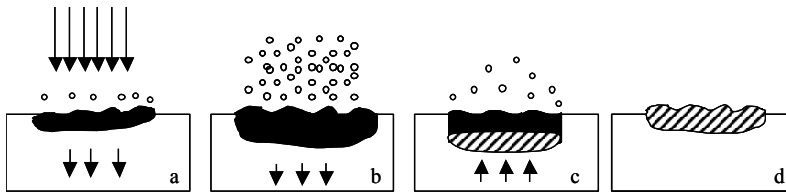


Figura 2.22. a) El pulso láser es absorbido por el blanco, comienza el fundido y la evaporación. b) El frente fundido se propaga en el sólido acompañado de la evaporación. c) El fundido retrocede. d) Solidificación completa, el siguiente pulso interacciona con parte del material resolidificado.

En este caso se asume que la conducción térmica en el sólido y la consecuente evaporación térmica son los mecanismos predominantes en la eyección de material.

La ecuación que gobierna este mecanismo de eyección térmica es la ecuación de conducción de calor:

$$\rho(T)C(T) \frac{\partial T}{\partial \tau} = \frac{\partial}{\partial z} \left(k(T) \frac{\partial T}{\partial z} \right) + (1 - R)\alpha I(\tau) e^{-\alpha z}$$

donde ρ es la densidad del material, C la capacidad calorífica, T es la temperatura, τ es la duración del pulso, z es la profundidad de penetración de la radiación en ese material, k es la conductividad térmica, R es la reflectividad del material, α es el coeficiente de absorción del material e I es la intensidad de la radiación láser. Es importante destacar que el único parámetro que depende de la longitud de onda es el coeficiente de

absorción. Para la mayoría de los materiales éste aumenta cuando aumenta la energía del fotón, es decir, cuando disminuye la longitud de onda. Esto se refleja en el uso mayoritario de los láser de excímeros o del tercer (355 nm) y cuarto armónico (266nm) de un láser de Nd:YAG.

En función de la profundidad de penetración del haz láser en el blanco, podemos encontrarnos con dos casos diferentes (Cheung y Sankur, 1988).

a) La profundidad de absorción óptica del material, α^{-1} , es despreciable frente a la penetración por difusión térmica, L, por lo que $\alpha(4D_t\tau)^{1/2} \gg 1$. En este caso la energía absorbida durante el pulso láser $(1-R)\tau$ se utiliza para calentar una lámina del blanco de espesor, $(4D_t\tau)^{1/2}$. La temperatura alcanzada en esta lámina es:

$$\Delta T \approx \frac{(1-R)I\tau}{C\rho(2D_t\tau)^{1/2}}$$

Toda la energía incidente se deposita en la capa de absorción y se transporta térmicamente de manera eficaz durante la duración del pulso hasta una profundidad L. Este comportamiento generalmente lo presentan los materiales metálicos y los semiconductores con banda de Gap pequeña.

b) La profundidad de absorción óptica α^{-1} , es mayor que la penetración de la difusión térmica, entonces $\alpha(4D_t\tau)^{1/2} \ll 1$ es despreciable y la absorción de la radiación incidente crea un perfil exponencial a lo largo del espesor del blanco afectado:

$$\Delta T \approx \frac{(1-R)\alpha l e^{-\alpha\tau}}{C\rho}$$

El enfriamiento del volumen del blanco hasta espesores $1/\alpha$ es independiente de la duración del pulso por lo que se produce la evaporación congruente de los diferentes constituyentes del blanco a pesar de que tengan diferente presión de vapor (Willmott, 2000).

➤ Fase de explosión

Con irradiaciones superiores a 10^9 W/cm² para pulsos con una duración de nanosegundos, localizados sobre cualquier material, el mecanismo de eyección de material y la cantidad de flujo eyectado cambia drásticamente. La densidad de potencia es lo suficientemente grande como para inducir un proceso conocido como fase de explosión. La superficie del blanco es instantáneamente calentada por encima de su temperatura de evaporación a través de la absorción de un fotón, absorción

multifotónica, ruptura dieléctrica y mecanismos adicionales no definidos. La temperatura de evaporación del blanco se sobrepasa en una fracción de la duración del pulso láser; la disipación de la energía mediante la evaporación de la superficie es lenta respecto a la duración del pulso láser. Antes de que la superficie pueda evaporarse, el material que se encuentra debajo alcanzará su temperatura de evaporación.

La temperatura y la presión de ese material alcanzan valores mayores que los críticos, causando la explosión de la superficie, y se produce una ebullición inducida por la formación de centros de nucleación homogéneos de vapor en la fase líquida. El fundido inducido por el láser se relaja vertiginosamente explotando en una mezcla de líquido y vapor (figura 2.23).

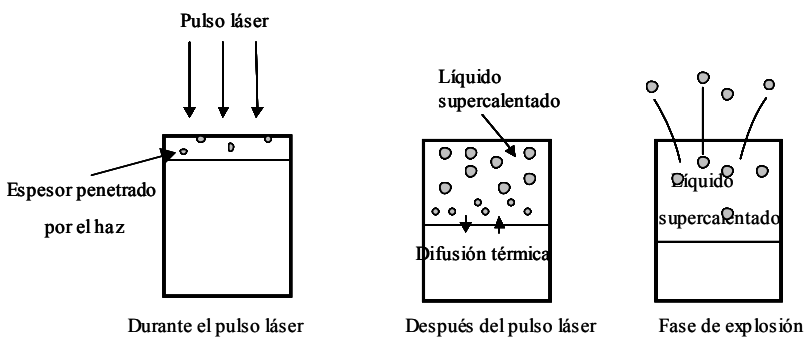


Figura 2.23. Proceso fase de explosión.

2.2.2. PARÁMETROS QUE INFLUYEN EN LA ELECCIÓN DEL LÁSER.

Para entender los problemas y efectos asociados al tratamiento láser de tejidos biológicos, además de los mecanismos que ocurren en el proceso de interacción láser-materia, descritos en el apartado anterior, es necesario conocer las propiedades del láser y de los constituyentes del diente que determinan dichos mecanismos.

En el caso particular del tratamiento de tejidos duros dentales con láser, el empleo de un tipo de láser u otro va a depender principalmente de la composición química del tejido a tratar y de su contenido de agua (Wigdor, 2008).

En particular, la interacción del láser con materiales biológicos involucra mecanismos complejos de fotoablación que inducen efectos fototérmicos, fotomecánicos y fotoquímicos en la superficie de un material.

El mecanismo predominante en la interacción láser-materia depende tanto de los parámetros del láser como de las propiedades químicas y físicas de la superficie a tratar y del material/materiales subyacentes.

➤ **Parámetros láser**

- **La longitud de onda del láser**

Es un parámetro crucial ya que determina el mecanismo de interacción láser-materia durante la aplicación del tratamiento odontológico (Featherstone y Fried, 2001). De forma general, el proceso fotoquímico viene favorecido por longitudes de onda ultravioleta que inducen la ruptura de los enlaces químicos, mientras que el proceso fototérmico tiene lugar cuando se emplean láseres que emiten el visible y/o infrarrojo. El efecto fotomecánico predomina cuando se utilizan frecuencias de repetición e irradiancias (energía por unidad de área) elevadas.

- **La irradiancia**

Definida como la energía por unidad de superficie y que normalmente se mide en J/cm^2 , es otro parámetro a controlar durante todos los procesos odontológicos láser, ya que esta tiene que ser lo suficientemente elevada para eliminar materiales con caries, pero lo suficientemente baja como para no dañar los tejidos sanos subyacentes. En el caso particular de la obturación de túbulos dentinales, la irradiancia tiene que ser baja para conseguir un fundido de la dentina sin inducir arranque microscópico, ni macroscópico del material, ni carbonizarla.

- **La duración pulso y la frecuencia de repetición**

Son otros parámetros muy importantes tanto para la eliminación de caries como para la prevención de las mismas. Normalmente se emplean láseres pulsados con frecuencias de repetición bajas ya que presentan la ventaja de proporcionar elevadas irradiancias en tiempos muy cortos, y espaciadas temporalmente, dando lugar a periodos de no-irradiación entre pulsos para disipar el exceso de calor y evitar daños en la pulpa.

➤ **Propiedades físico-químicas**

El grado de absorción y la extensión de este fenómeno dentro de los tejidos dentales dependen de la estructura, naturaleza y composición química del tejido irradiado, del contenido de agua y de sus propiedades ópticas, etc.

Como ya se ha visto en el epígrafe 2.1, **el esmalte** es la sustancia más dura del cuerpo humano. Está constituida aproximadamente por un 95%, en peso, de hidroxiapatita, 4% agua y 1% de materia orgánica (proteínas y lípidos). La hidroxiapatita es un compuesto mineralizado cuya composición química es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Su subestructura está formada por cristales muy pequeños que forman los llamados prismas de esmalte con diámetros entre 4 a 6 μm .

La red cristalina de la hidroxiapatita dental está altamente sustituida de Cl^- , F^- , Na^+ , K^+ y $\text{Mg}^{+2}(\text{Ca}, \text{Na}, \text{Mg}, \text{Sr}, \text{Pb}, \dots)_{10}(\text{PO}_4, \text{CO}_3, \text{SO}_4 \dots)_6(\text{OH}, \text{F}, \text{Cl}, \text{CO}_3)_2$.

Por otro lado, **la dentina** es muchos menos dura, y sólo el 70% de su volumen está formado por hidroxiapatita, mientras que el 20% es materia orgánica, principalmente fibras de colágeno, y el 10% restante agua. La estructura interna de la dentina se caracteriza por la presencia de pequeños túbulos de unos pocos milímetros de longitud, y entre 100 nm y 3 μm de diámetro.

La pulpa es un tejido no mineralizado que contiene vasos sanguíneos, fibras nerviosas, y diferentes tipos de células, particularmente odontoblastos y fibroblastos. Los primeros son los encargados de producir la dentina, mientras que los segundos contribuyen a la estabilidad y regulación de mecanismos. La pulpa está conectada a los vasos sanguíneos periféricos por pequeños canales llamados canales de la raíz.

El diente está rodeado por la encía, un tejido blando que mantiene el diente en su sitio y previene el ataque de la raíz por las bacterias.

En el proceso de interacción del haz láser con los constituyentes del diente, la naturaleza mineral u orgánica así

como el contenido en agua en los mismos, juegan un papel determinante a la hora de seleccionar el tipo de láser y su aplicación.

En general, para la detección temprana de caries, el láser tiene que tener una longitud de onda en la que la transmisión sea lo más alta posible y que la luz sea dispersada por la zona con caries o que tenga propiedades de fluorescencia.

Para la eliminación de caries, la longitud de onda incidente tiene que asegurar una gran absorción por el tejido mineralizado, por el agua o por ambos.

El contenido en agua del esmalte y la dentina sanos y de los tejidos que presentan caries es diferente por lo que este factor va a ser determinante en la selectividad de los tratamientos.

Actualmente en el mercado existen varios láseres cuya longitud de onda de emisión se encuentra en la región del espectro de absorción del agua y los grupos hidroxilo de la hidroxiapatita, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, y CO₂ (Wigdor, 2008; Featherstone, 2001). En función de la longitud de onda, existen unas curvas de absorción características de los principales componentes del tejido duro dental, agua, hidroxiapatita y esmalte (figura 2.24). El agua presenta un pico de absorción

justo en las longitudes de onda de emisión del láser de Er:YAG y Er, Cr:YSGG (Wigdor, 2008).

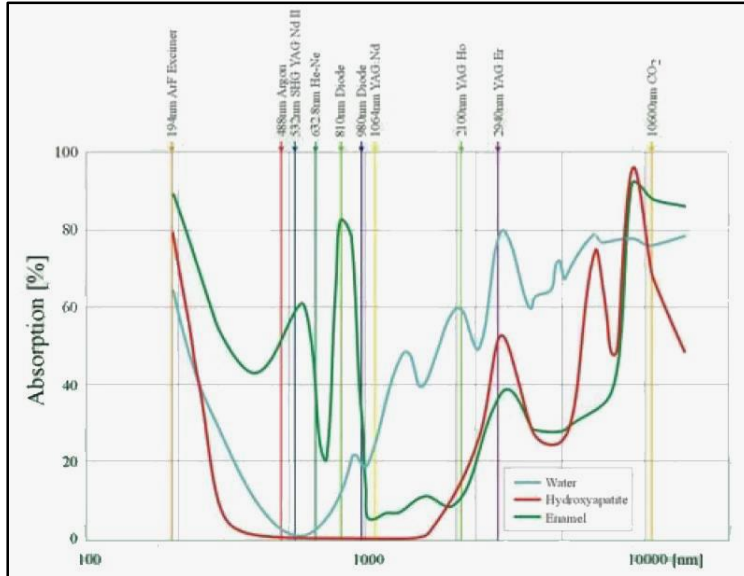


Figura 2.24. Curvas de absorción de los principales componentes del diente en función de la longitud de onda.

A estas longitudes de onda también hay otro pico correspondiente con los radicales $-OH$ de la hidroxiapatita.

El espectro IR de transmisión correspondiente al esmalte dentario presenta dos picos a 9.3 y 9.6 μm correspondientes al ión fosfato PO_4^{3-} , principal componente de la hidroxiapatita (figura 2.25).

Estos picos se encuentran en la región de emisión del láser de CO₂. Además este tipo de láser también es fuertemente absorbido por el agua, hecho que hace que algunos de los estudios actuales se centren en producir dispositivos odontológicos basados en esta fuente láser (Featherstone, 2001).

Los láseres de diodo y el láser de Nd:YAG (1064 nm) son esencialmente transparentes al esmalte dental y al agua, sin embargo son bastante absorbentes a ciertos componentes sanguíneos y presentan un grado elevado de penetración en los tejidos ligeramente pigmentados.

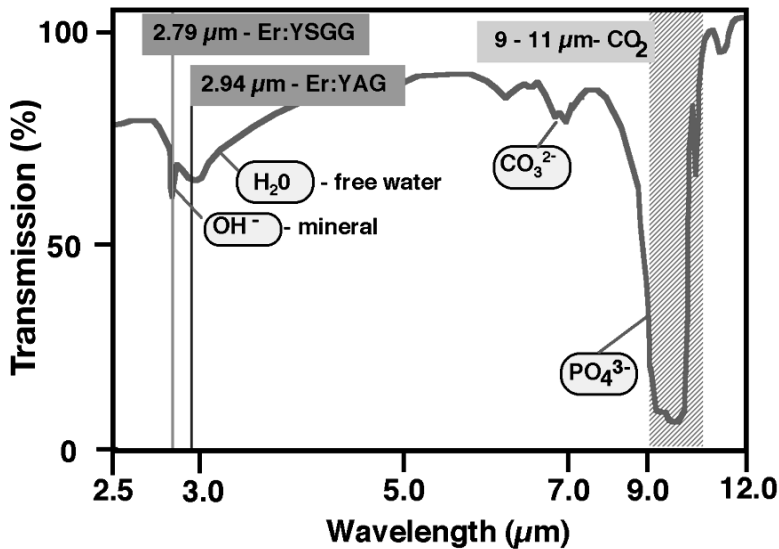


Figura 2.25. Espectro IR de transmisión del esmalte.

El coeficiente de absorción es una medida del grado de absorción que tiene lugar en un tejido específico a una longitud de onda determinada.

Los números bajos indican poca absorción. Por ejemplo, para la detección de caries hay que elegir longitudes de onda en la región del rojo o infrarrojo cercano para optimizar la transmisión a través del tejido sano.

En el caso de la ablación del tejido duro se recomienda el empleo de los láseres de Er:YAG, Er:YSGG o CO₂, para los cuales los tejidos duros dentarios presentan una fuerte absorción (tabla 2.2).

Para aplicaciones relacionadas con la prevención de caries, el láser más adecuado será aquel que induzca un cambio en el tejido mineralizado haciéndolo mucho menos soluble, a priori, la elección más adecuada será el láser de CO₂, sin descartar otros láseres que sean absorbidos fuertemente por el agua (figura 2.25).

Tabla 2.2. Propiedades del esmalte y la dentina que influyen en la interacción láser-materia. *TBD – por determinar; **aproximadamente 0 (Featherstone, 2001).

Longitud de onda	Coeficiente absorción (μa) cm^{-1}		Profundidad de absorción ($1/e$) μm		Relajación térmica (tiempo) μs		Coeficiente de dispersión(μs) cm^{-1}	
	Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina
Visible								
543 nm (verde)	<1	3–4					105	280
632 nm (rojo)	<1	3–4					60	280
IR cercano								
1064 nm Nd:YAG	<1	3–4					15	260
IR medio								
2,79 μm Er:YSGG	480	*TBD	25	*TBD	220	*TBD	** ~0	** ~0
2,94 μm Er:YAG	800	*TBD	12	*TBD	90	*TBD	** ~0	** ~0
9,3 μm CO ₂	5500	*TBD	2	*TBD	2	*TBD	** ~0	** ~0
9,6 v CO ₂	8000	*TBD	1	*TBD	1	*TBD	** ~0	** ~0
10,3 μm CO ₂	1125	*TBD	9	*TBD	40	*TBD	** ~0	** ~0
10,6 μm CO ₂	825	*TBD	12	*TBD	90	*TBD	** ~0	** ~0

2.2.3. TIPOS DE LÁSER Y APLICACIÓN.

Los láseres empleados en tratamientos odontológicos emiten longitudes de onda comprendidas entre el ultravioleta y el infrarrojo. Pueden emitir en modo continuo y/o pulsado. En función del medio activo del láser podemos encontrar principalmente dos tipos de láseres que se emplean en diferentes aplicaciones odontológicas, los láseres gaseosos y los láseres de estado sólido (Csele, 2004; Weber, 2001; Hitz y cols., 2001). La elección de un tipo de láser u otro va a depender del tipo de

tejido a tratar y de la aplicación final (Dederich y col., 2004), ya que como se ha descrito en el apartado anterior la longitud de onda de emisión del láser es uno de los parámetros que más influye en el proceso de interacción láser-materia (tabla 2.3).

➤ **Láseres gaseosos**

• **Láser CO₂**

Los láseres de dióxido de carbono (CO₂) son láseres moleculares, pues los niveles láser pertenecen a la molécula de la cual reciben su nombre. Usan una mezcla de este gas con nitrógeno molecular (N₂), para aumentar la eficiencia del bombeo, y helio (He) para mejorar el enfriamiento, lo cual también mejora la eficiencia del láser (figura 2.26a).

Las proporciones de la mezcla se optimizan en función del diseño y del régimen de trabajo del láser y son de 1:2:7 aproximadamente. En algunos modelos, a la mezcla se le añaden otros gases para mejorar sus propiedades eléctricas, como el xenón (Xe), o para aumentar su tiempo de vida útil. Emiten radiación óptica en una serie de bandas, siendo la más conocida la que se extiende desde $\lambda \approx 9,4 \mu\text{m}$ hasta $\lambda \approx 10,6 \mu\text{m}$, siendo más potente la emisión en la vecindad de la última.

La luz emitida por este láser tiene la propiedad de ser absorbida por el agua y, por tanto, por los tejidos del cuerpo blandos del diente que contienen entre un 25% y 40% de la misma, consiguiendo una evaporación de los fluidos tisulares y consecuentemente una destrucción tisular.

El rayo láser de CO₂ cuando es enfocado en un punto pequeño, su estado es de densidad máxima de energía, puede realizar una disección precisa. En cambio, si se utiliza desenfocado y extendido su efecto permite la vaporización de las células y coagula los vasos sanguíneos más pequeños que el diámetro del rayo.

Los efectos del láser de CO₂ sobre los tejidos calcificados han sido investigados por múltiples autores, los cuales concluyeron que este láser tenía un gran poder de penetración sobre los tejidos duros del diente, provocando una fusión de superficie y una recristalización de los tejidos (Featherstone y Nelson, 1987).

La acción del láser de CO₂ sobre el esmalte depende de la potencia y el tiempo de aplicación. Así en caries de esmalte en fase de mancha parda o negra, si se aplica una potencia mínima, se observa una pérdida de sustancia superficial en forma de oquedad con exposición de la estructura prismática y fenómenos de recristalización.

Si el impacto es de mediana potencia profundiza la eliminación de la capa adamantina periférica, descubriendo estructuras más profundas que dan la imagen de esmalte preparado con ácido fosfórico o cítrico. Una potencia mayor genera en el esmalte más microporosidades que llegan hasta el nivel subsuperficial con fenómenos de recristalización importante (Featherstone, 2001; Featherstone y Nelson, 1987).

Las indicaciones principales del láser de CO₂ sobre el esmalte son la colocación de selladores de surcos y fisuras y restauraciones de resinas compuestas sin necesidad de grabado ácido, colocación de brackets de ortodoncia y para favorecer la remineralización y frenar la desmineralización del esmalte, ya que eleva la microdureza superficial y aumenta la resistencia a la disolución ácida (Todea, 2004; Featherstone, 2001; Featherstone y Nelson, 1987).

Sobre la dentina, la acción del láser de CO₂ provoca la formación de dos capas concéntricas hipermineralizadas que presentan un aumento de calcio y fósforo con respecto a la dentina normal. Esta acción se traduce en una modificación estructural de la dentina y creación de una barrera cristalina (vitrificación) produciendo una elevación de la microdureza superficial y esterilización de la dentina.

- **Láser de Argón**

Excitado mediante electricidad produciéndose transiciones de átomos ionizados, emite una luz de espectro visible, básicamente en azul-verde, con una longitud de onda de 488 nm, de color azul, y de 514 nm a 532 nm, de color verde azulado, y potencia continua de 0,5-100 W.

La longitud de onda de 514 nm tiene su absorción máxima en el pigmento rojo. Por lo tanto los tejidos que contienen hemoglobina, hemosiderina y melanina interactúan fácilmente con este láser.

Este láser sería ideal para una enfermedad periodontal inflamatoria aguda y de lesiones altamente vascularizadas, como hemangiomas.

La emisión a 488 nm se emplea para inducir la fotopolimerización de resinas. El tiempo de polimerización resulta más corto que con lámparas halógenas, incluso algunos estudios demuestran un incremento en la fuerza de la resina polimerizada por láser (Khosroshahi y cols., 2008). También se emplea sobre otro tipo de materiales como los ionómeros de vidrio, los adhesivos dentinarios, las bases cavitarias o los selladores de fosas y fisuras.

Por otro lado, ninguna de las longitudes de onda del láser de argón se absorbe bien por los tejidos dentarios duros ni por el agua. La inexistencia de absorción en el esmalte y la dentina es una ventaja que permite usar este láser para cortar y esculpir tejidos gingivales, sin producir daño en la superficie del diente durante este procedimiento (Dederich y cols., 2004).

Otra de las aplicaciones de este láser a mínima potencia está relacionada con la detección de caries, el láser incide sobre la superficie del diente e ilumina las zonas con caries de color oscuro, mientras que las áreas descalcificadas aparecen con una fluorescencia rojo-anaranjada, distinguiéndose fácilmente las estructuras sanas de alrededor (Borisova y cols., 2006).

➤ **Láseres estado sólido**

- **Láser Nd:YAG**

Los láseres de estado sólido más conocidos y utilizados son los de Nd:YAG (λ emisión ~ 1064 nm) pulsados que emplean técnicas de conmutación de tipo Q-switch. Este modulador está compuesto por un cristal que puede interrumpir el camino del haz dentro del resonador mediante una señal de ultrasonidos. Cuando el dispositivo está activado la energía que proviene del

sistema de bombeo se almacena en el medio activo del láser. Si el campo de ultrasonidos es desactivado y el camino óptico del haz está abierto, la energía almacenada es liberada en un pulso de duración muy corta antes de que el modulador Q-switch se vuelva a activar. El Q-switch permite obtener pulsos cortos de pocos nanosegundos así como altas frecuencias de repetición de pulso (desde 300 Hz a 65 kHz), produciendo unas energías de pulso ideales para procesar una amplia variedad de materiales.

Generalmente, en los láseres de estado sólido se emplea un bombeo de tipo óptico para generar la luz láser. Las fuentes de luz más utilizadas para este tipo de bombeo son las lámparas de destellos y los láseres de diodo (DPSS). Las principales diferencias entre ambos residen en que los segundos permiten mejorar la eficiencia del resonador y la calidad de haz del láser comparado con los láseres bombeados por lámpara. Además, necesitan menos mantenimiento ya que la duración de los láseres de bombeo es muy elevada (10.000 horas frente a las 1.000 de las lámparas). Por el contrario, el coste de mantenimiento que supone cambiar los láseres de diodos para un determinado número de horas es muy elevado, comparado con el coste necesario para reponer varias lámparas de destellos trabajando el mismo número de horas. La longitud de pulso típica de este tipo de sistemas es de aproximadamente 100-500 ns para los láseres de Nd:YAG bombeados por lámparas de

destellos y de 10 a 150 ns para los bombeados por láseres de diodo.

Los láseres de estado sólido, y en concreto de Nd:YAG, tienen la capacidad de emitir varias longitudes de onda con una misma fuente láser, gracias al uso de cristales ópticos no lineales. Estos, permiten convertir la frecuencia fundamental de emisión del láser ($\lambda_{\text{emisión}} \sim 1064 \text{ nm}$), en el segundo ($\lambda_{\text{emisión}} \sim 532 \text{ nm}$), tercer ($\lambda_{\text{emisión}} \sim 355 \text{ nm}$), cuarto ($\lambda_{\text{emisión}} \sim 266 \text{ nm}$) y quinto armónico ($\lambda_{\text{emisión}} \sim 213 \text{ nm}$). En función de la absorción del material y la eficiencia de conversión de los distintos armónicos se puede estimar la longitud de onda óptima de procesado.

El láser de Nd:YAG se puede utilizar en diferentes aplicaciones relacionadas con los tejidos blandos, destacando la recesión gingival, esculpir tejidos gingivales o tratamiento de úlceras orales.

La aplicación del láser de Nd:YAG sobre los tejidos mineralizados en odontología data de 1987. Este láser se utiliza para eliminar el tejido careado aunque con menos eficiencia que el láser de Er:YAG o Er,Cr:YSGG, cortar dentina, esterilizar superficies del diente, tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria, eliminar manchas extrínsecas, preparación de fisuras

para selladores y para el tratamiento de las paredes de los conductos de las raíces (figura 2.26b).

- **Láser Er:YAG**

El láser de Er:YAG es un láser de estado sólido cuyo medio activo esta constituido por un cristal de Itrio-aluminio-granate dopado con moléculas de metal erbio. Es el láser más utilizado sobre tejidos duros (Bader y Krejci, 2006).

Su radiación, que se encuentra dentro del rango de la luz infrarroja, tiene una longitud de onda de 2940 nm, la cual se caracteriza por ser muy bien absorbida por el agua, 15 más que el CO₂ y 20.000 veces más que Nd:YAG. Al presentar también gran afinidad por la hidroxiapatita es el láser más eficaz para eliminar el esmalte y la dentina sin inducir daños térmicos en los tejidos subyacentes. La aplicación del láser de Er:YAG para la eliminar tejidos duros dentarios comenzó en 1989 con las investigaciones llevadas a cabo por Hibst y Keller demostrando los potenciales de este láser como un método de preparación efectivo, poco agresivo y sin producción de calor para el tratamiento de la caries (Hibst y Keller, 1989).

El láser de Er:YAG produce una ablación termomecánica con eliminación del tejido sin calentamiento del tejido subyacente. La energía láser aplicada en pulsaciones cortas (μ s)

es absorbida por el agua del tejido superficial, produciéndose un calentamiento de la misma hasta alcanzar la temperatura de vaporización. Esta vaporización del agua da lugar a una expansión de la misma dentro del tejido, con aumento de la presión en su interior, explosión del mismo y eliminación de la materia sin calentamiento del tejido subyacente remanente. El volumen de tejido eliminado depende de:

- El porcentaje de agua del mismo, a menor porcentaje de agua, se necesitará mayor energía de trabajo. En el esmalte la energía necesaria es el doble que en la dentina debido a un menor contenido en agua, no obstante la ablación termomecánica es igual de eficaz aunque más lenta.
- Alcanzar la energía suficiente para vaporizar el agua contenida. Si trabajamos a energía insuficiente producimos sólo calentamiento y desecación tisular, pero no ablación.

El láser de Er:YAG además destruye las bacterias al provocar la instantánea evaporación de su líquido intracelular. Esta capacidad de esterilizar la superficie sobre la que incide es otra de las principales ventajas para su utilización en odontología.

➤ **Métodos de aplicación**

Dependiendo del tipo de láser y de las características del mismo, energía, duración de pulso, longitud de onda, etc, existen tres métodos diferentes para guiar el haz láser desde la fuente hasta la superficie de la zona a tratar:

- Directamente por movimiento del sistema láser.
- Brazo articulado.
- Fibra óptica.

En odontología, el guiado directo del haz láser no se emplea, por lo que sólo se pueden describir los otros dos sistemas de guiado.

• **Brazo articulado**

En este caso el haz láser es dirigido hacia la muestra mediante un sistema de espejos reflectantes acoplados y protegidos por diferentes tubos metálicos. Estos tubos pueden rotar alrededor de diferentes ejes gracias a las articulaciones en las que se acoplan los espejos. El haz láser, después de ser reflejado por los espejos del brazo, pasa por un sistema de focalización sujeto por el operario. Normalmente el brazo articulado suele estar acoplado a la salida de la fuente láser.

Las ventajas que presenta este sistema son:

- La energía máxima viene delimitada sólo por el tipo de fuente láser y puede alcanzar varios Julios, incluso con pulsos muy cortos.

Entre las desventajas que presenta este sistema cabe destacar:

- Flexibilidad limitada: las ball-and sockets joints no pueden permitir todos los grados de libertad.
- El sistema combina óptica y mecanismos de precisión que lo hacen caro y sensibles a choques y sacudidas.
- Campo de acción limitada entorno a 1.5 m alrededor del láser.

- **Fibra óptica**

En este sistema el haz láser es inyectado en una fibra óptica cuya longitud es elegida en función de la aplicación. La fibra guía el haz hasta un cabezal en el que se encuentran alojadas unas lentes con la forma y colimación del haz deseada.

Las principales ventajas de este sistema están relacionadas con la gran flexibilidad que proporcionan al operario:

- No existen zonas muertas.
- Gran campo de acción (hasta 50 m entre el sistema láser y el operario).
- Coste medio.
- El cabezal tiene un bajo peso.

La mayor desventaja de este método es la limitación en la energía del láser que se acopla a la fibra, aproximadamente 300 mJ/pulso.



Figura 2.26. a) Sistema láser CO₂ acoplado a un brazo articulado. b) Sistema láser de Nd:YAG con fibra óptica.

Tabla 2.3. Láseres y sus aplicaciones odontológicas.

Láser	λ (nm)	Modo emisión	Guiado del haz	Aplicaciones
CO ₂	10600	Pulsado	Brazo articulado Guía de onda	Incisiones y ablación de tejidos blandos, eliminación de caries, prevención de caries.
Argon	488, 515	Pulsado Continuo	Fibra óptica	Curado de resinas, blanqueamiento, incisiones y ablación de tejidos blandos, detección de caries.
Diodo	800-980	Pulsado Continuo	Fibra óptica	Incisiones y ablación de tejidos blandos, efecto bactericida, blanqueamiento.
Nd:YAG	1064	Pulsado	Fibra óptica	Incisiones y ablación de tejidos blandos, eliminación de caries, prevención de caries.
Er:YAG	2940	Pulsado	Fibra óptica Brazo articulado Guía de onda	Grabado de esmalte, eliminación de caries, preparación de cavidades, fusión o alteración de la relación Ca/P.
Er,Cr:YSGG	2780	Pulsado	Fibra óptica	Grabado de esmalte, eliminación de caries, preparación de cavidades, fusión o alteración de la relación Ca/P.

2.3. INTERACCIÓN DEL LÁSER Nd:YAG CON EL ESMALTE DENTAL.

La biofísica (efectos biológicos) que genera la luz del láser cuando entra en contacto con los tejidos dentales presenta muchos factores a considerar. Entre estos factores se encuentran la longitud de onda del láser, la densidad de energía, el tiempo de irradiación, así como las propiedades con las que cuenta el tejido que está interactuando con la luz del láser (absorción, transmisión, dispersión y reflexión de la energía del láser) (Glenn, 2004).

A su vez, el esmalte es también un tejido orgánico que participa el transporte de los iones y soluciones de la saliva, tanto como el proceso de desmineralización y remineralización.

Estas propiedades dinámicas dependen de la porosidad (permeabilidad) y de las características electroquímicas del esmalte (membrana potencial y carga fija).

La interacción de la irradiación láser con esmalte dental ha sido estudiada desde la década de los 60 y parece probado que produce cambios, afectando a algunas propiedades generales del mismo.

El aspecto más importante de tales interacciones es el aumento de la resistencia a la desmineralización en el esmalte

irradiado. Sin embargo, las razones actuales para esta conducta siguen siendo motivo de controversia así como otras preguntas esenciales tales como el mecanismo de la zona central y la interacción láser-esmalte.

Por otro lado, cuando la luz del láser entra en contacto con el tejido dental, la energía del láser se convierte en calor, induciendo un incremento en la temperatura sobre la superficie del diente, generando a su vez, cambios morfológicos y químicos. La magnitud de estos cambios va a depender sobre todo de los parámetros de irradiación previamente mencionados y del tipo de láser (modo continuo o pulsado), entre otros (Young y cols., 2005; Moreira y cols., 2007). Precisamente, estos hallazgos enumeran las virtudes y desventajas de esta nueva tecnología, en primera instancia, las alteraciones morfológicas reportadas en la literatura son diversas y coincidentes entre los diferentes autores (Paghdwala, 1993; Burkes y cols., 1992; Dostolova y cols., 1993; Li y cols., 1992).

El efecto generado puede considerarse como una microfusión de la superficie del esmalte y depende del total de la energía absorbida. Por otra parte, las condiciones de la aplicación deben ser tales que la máxima absorción de energía sea generada en el mínimo tiempo para prevenir cualquier daño

térmico en los tejidos blandos (pulpa y periodonto) (Márquez y cols., 1992).

Una forma de prevenir estos daños térmicos del láser Nd:YAG es que el esmalte sea previamente grabado con ácido ortofosfórico al 37% para aumentar su aspereza (rugosidad) y así reducir su reflexión, consiguiendo un buen campo en absorción de energía que podría garantizar el efecto deseado. Para que esto se produzca en el mínimo de tiempo posible, el láser debe ser de tipo pulsado y a nivel de nanosegundos (*ns*) o picosegundos (*μs*) (Márquez y cols., 1992).

Las características fisicoquímicas que se han demostrado más relevantes en la interacción del láser Nd:YAG con el esmalte son: rugosidad de la superficie del diente, permselectividad de la membrana del esmalte y la microdureza de la superficie y sub-superficie del mismo.

Algunos autores (Quintana y cols., 1992; Márquez y cols., 1992) realizaron estudios mediante el uso de un láser de Nd:YAG *in vitro* sobre dientes humanos extraídos con parámetros tales como: pulso de 150 ns, frecuencia de 5 KHz, energía de 8 mJ, densidad total de energía 2.857 J/cm² y un tamaño de spot de 3 mm.

Quintana y cols. (1992) estudiaron la rugosidad de la superficie del esmalte normal (figura 2.27a), esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37% (figura 2.27b) y esmalte tratado con láser de Nd:YAG (figura 2.27c).

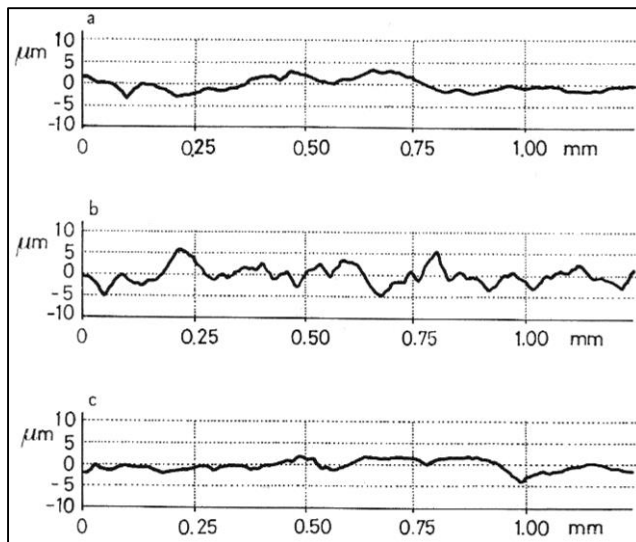


Figura 2.27. Perfiles de rugosidad obtenidos de un molar sano extraído. a) No grabado con ácido y no tratado con láser; b) Grabado con ácido; c) Tratado con láser después de haber sido grabado. (Quintana y cols., 1992).

Los resultados que se obtuvieron fueron un incremento en la rugosidad después del grabado con ácido, así como la disminución después del tratamiento con láser (tabla 2.4). Todo ello indica que la absorción de energía fue suficiente para modificar la estructura de la superficie del esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37%.

Tabla 2.4. Resultados de rugosidad obtenidos en: a) Muestras control; b) Grabadas con ácido; c) Tratadas con láser de Nd:YAG (Quintana y cols., 1992).

	<u>Muestra control de dientes no grabados y no tratados láser</u> (a)	<u>Muestra tratada de dientes grabados y no tratados láser</u> (b)	<u>Muestra tratada de dientes grabados y tratados láser</u> (c)
<i>Ra</i> :	1,6 ± 0,1 μm	1,8 a 2,3 μm	1,2 a 1,6 μm
<i>Pc</i> :	0 cm ⁻¹	35 a 50 cm ⁻¹	0 a 5 cm ⁻¹

Debido a la importancia de la permeabilidad de la superficie y a los rasgos especiales del desarrollo de las lesiones de caries (formación de lesiones bajo la superficie), parece posible que la función de los prismas de esmalte en la superficie puede disminuir su permeabilidad, y de este modo, la penetración de ácido orgánico en las capas internas de la superficie. Esta segunda posibilidad puede significar que la causa del aumento de la resistencia en el esmalte tratado con láser es solamente estructural y está originada por la reorganización amorfa de la hidroxiapatita del esmalte y la pérdida de su estructura en la superficie después de su microfusión.

Márquez y cols. (1993) estudiaron los efectos de la irradiación del láser Nd:YAG sobre el esmalte dental a través de la modificación de dos de sus propiedades físico-mecánicas tales como la microdureza Knoop, la permeselectividad de la

membrana del esmalte y su carga fija. Estas propiedades dependen de la porosidad tanto como de las características electroquímicas del esmalte (membrana potencial y carga fija).

Los resultados que obtuvieron fueron que en la permeselectividad, las membranas del esmalte tratadas con láser tienen potenciales más positivos que las del grupo control y el esmalte en su superficie está cargado (carga fija) más negativamente, es decir, es más catión selectivo. Como consecuencia de esto, el esmalte microfundido con láser Nd:YAG es alta o totalmente impermeable.

Respecto a la microdureza de la superficie del esmalte, en dientes tratados con láser aumentaba, estando los valores relacionados con los valores de dureza inicial (anterior al tratamiento). La microdureza inicial del esmalte control osciló entre 340-388 unidades Knoop, mientras la microdureza del esmalte tratado con láser se incrementó (figura 2.28).

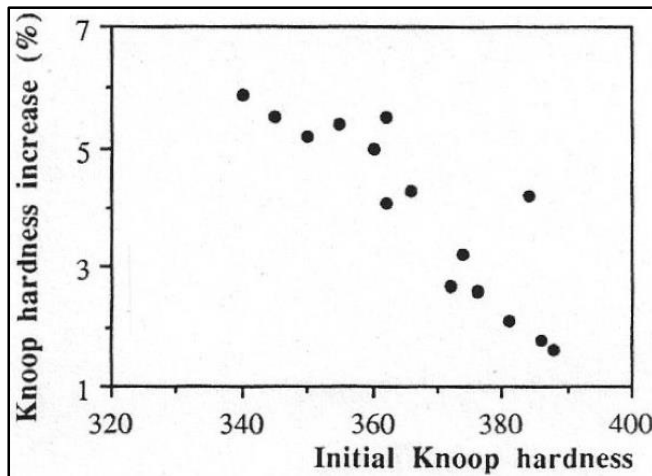


Figura 2.28. Representación del aumento la microdureza en unidades Knoop de las muestras de esmalte tratadas con láser (%) teniendo en cuenta su microdureza Knoop inicial. Cada punto corresponde a una muestra y se obtuvo de dos grupos de 20 muescas (depresiones), antes y después de la irradiación por láser (Márquez y cols., 1993).

Un valor de gran dureza inicial (control) corresponde con un pequeño aumento de dureza, y una pequeña dureza inicial corresponde con un mayor aumento de dureza en el esmalte tratado con láser.

Respecto a la otra microdureza, la de la sub-superficie del esmalte, también aumentaba significativamente después de microfundir la superficie del esmalte con el láser Nd:YAG (figura 2.29) (Márquez y cols., 1992).

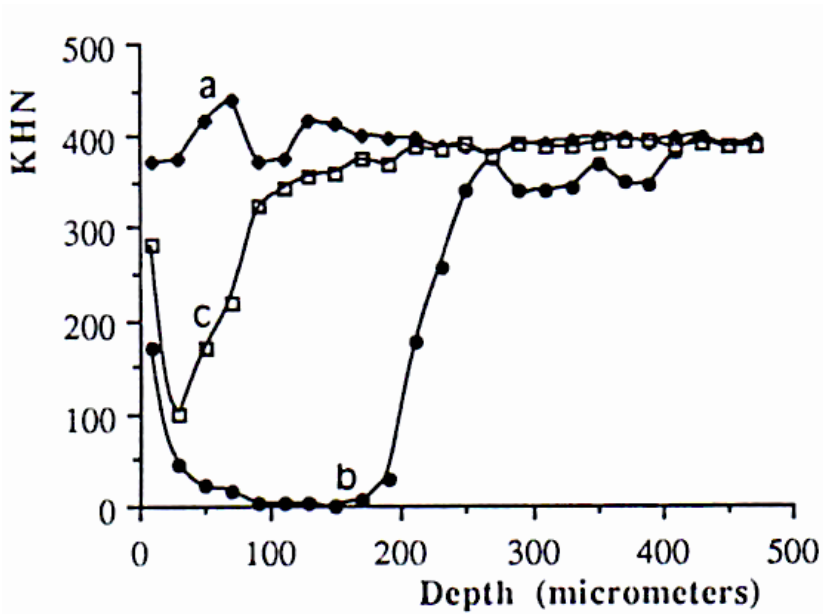


Figura 2.29. Perfil representativo de Microdureza Knoop de la muestra control (a); muestra no laserada y desmineralizada (b); muestra laserada y desmineralizada (c) (Márquez y cols., 1992).

En trabajos previamente publicados, la dureza del esmalte ha sido relacionada con el contenido mineral en los fenómenos de desmineralización y remineralización (Purdell y cols., 1976; Featherstone y cols., 1983).

Si aceptamos este punto de vista podría asumirse que la aplicación del láser aumenta la mineralización, pero sólo disminuyendo la proporción de agua y materia orgánica, respetando el contenido inorgánico y obviamente no afectando a la cantidad y proporción del mismo. Esta posibilidad puede explicar el endurecimiento del esmalte por encima de los valores

propios de uno más mineralizado, de tal forma que cuando su dureza inicial es alta, hay sólo pequeñas variaciones. Sin embargo, otras explicaciones complementarias o alternativas pueden suponerse, tales como que esa dureza aumenta el salto de esa reorganización estructural de los prismas de los cristales de hidroxiapatita, o que la irradiación láser produce pequeños cambios moleculares en la composición mineral afectando a la estructura de cada prisma o las interacciones entre ellos mismos. Las últimas dos posibilidades podrían ser debidas a la microfusión de la superficie de la materia mineral y hacer el esmalte más resistente a las muescas de Knoop.

La modificación observada en la permselectividad de la membrana del esmalte tratadas con láser podrían ser explicadas de la misma manera. Los posibles cambios sufridos por la microfusión de la superficie, tanto como la pérdida de agua, carbonato y sustancias orgánicas, podría cambiar las propiedades electroquímicas de la membrana del esmalte y ser la responsable de los cambios en permeabilidad (Márquez y cols., 1993).

Como consecuencia de estos estudios e investigaciones de las características fisicoquímicas que se han demostrado más relevantes en la interacción del láser Nd:YAG con el esmalte dental como son la rugosidad de la superficie del diente, la

permeselectividad de la membrana del esmalte y la microdureza de la superficie y sub-superficie del mismo (Márquez y cols., 1992) realizaron y publicaron investigaciones sobre la prevención de la enfermedad más extendida en el mundo como es la caries dental después que el esmalte fuera irradiado con láser Nd:YAG.

Las muestras fueron cuidadosamente seleccionadas con el criterio que no mostraran ninguna lesión que pudiera enmascarar los efectos morfológicos del tratamiento.

Los dientes se fijaron con un 2,5% de glutaraldehído en 0,1 M de fosfato de sodio amortiguado (pH = 7,02) a una temperatura de 4°C y durante 12 horas.

Después, fueron lavados en el mismo amortiguador con 3 baños de 10 minutos cada uno y a continuación con agua destilada.

Posteriormente, se limpiaron con hipoclorito de sodio al 12% durante 1 hora para quitar la materia orgánica de la superficie y finalmente, todos los dientes fueron débilmente grabados en una solución 0,05 M de ácido ortofosfórico durante 1 minuto, y enjuagados a continuación con abundante agua destilada.

Las muestras fueron recubiertas con cera resistente al ácido dejando sobre el esmalte 2 ventanas cuadradas sin cubrir en cada diente: una de las ventanas servía como control y la otra fue irradiada con láser de Nd:YAG (figura 2.30).



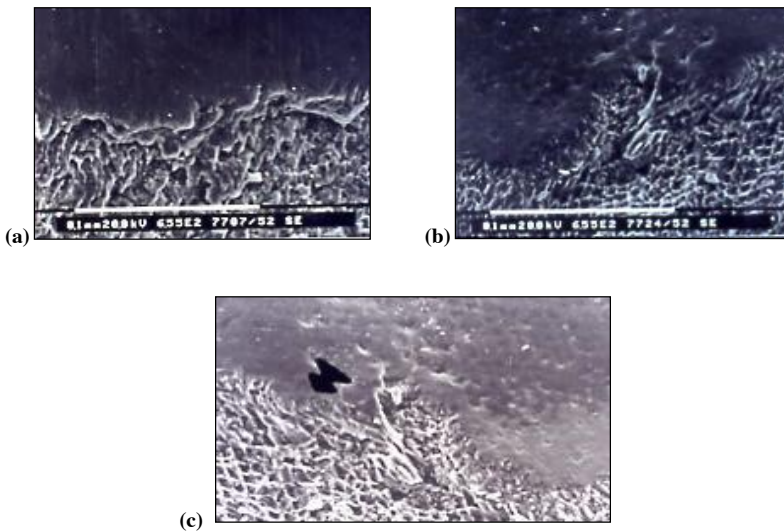
Figura 2.30. Muestras dentales sumergidas en cera resistente al ácido y con dos ventanas sin cubrir; una de las ventanas servía como control y la otra fue irradiada con láser de Nd:YAG.

Una vez realizado esto, cada uno de los dientes fue colocado individualmente en 50 ml de solución desmineralizante (cariógena) con un pH = 4,5 y a 37° C, conteniendo un 5% de hidroxietilcelulosa, 0,1 M de ácido láctico, 1,5 mM de cloruro de calcio y 1,5 mM de fosfato de sodio durante 60 días para formar lesiones artificiales de caries.

Los parámetros del láser Nd:YAG utilizados fueron los mismos que los referidos anteriormente en las investigaciones de las características fisicoquímicas que se han demostrado más relevantes en la interacción del láser Nd:YAG con el esmalte dental realizadas por los mismos autores (Márquez y cols., 1992; Quintana y cols., 1992).

Las muestras fueron procesadas conforme al método convencional de examen para el microscopio electrónico de barrido y cubiertas o metalizadas con oro.

Estas muestras dentales fueron examinadas con microscopía electrónica de barrido, así como estudiadas con el analizador Edax de elementos químicos (figuras 2.31a, b y c).



Según el analizador de elementos químicos Edax del MEB, la aplicación del láser aumenta la mineralización, pero sólo disminuyendo la proporción de agua y materia orgánica,

respetando el contenido inorgánico y obviamente no afectando la cantidad y proporción del mismo.

Respecto a los resultados obtenidos, la formación de caries artificial como lesión apareció siempre en todas las ventanas del esmalte control (no tratadas), inhibiéndose totalmente su formación y aparición en las ventanas del esmalte que han sido irradiadas con láser Nd:YAG.

Así pues, la disminución de la solubilidad del esmalte tratado y microfundido con láser de Nd:YAG en las condiciones y parámetros aplicados impermeabiliza la superficie del diente, eliminando la porosidad o espacios de acceso a zonas más profundas, impidiendo el cambio iónico entre estas zonas y la solución desmineralizante (productora de la lesión artificial de la caries), y como consecuencia, la penetración del ácido orgánico en las capas internas de la superficie es nula.

Por todo ello, Márquez y cols. (1992) **concluyen que la prevención es total y permanente evitando así la formación de lesiones de caries dental.**

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

“Cuanto más alto coloque el hombre su meta, tanto más
crecerá”

Friedrich Schiller (1759-1805)

Poeta y dramaturgo alemán

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

La hipótesis de este trabajo de investigación se basa en que la aplicación del láser de Nd:YAG sobre la superficie del esmalte dental humano, con una variedad de parámetros concreta, sea capaz de producir cambios favorables estructurales y morfológicos sin fisuras ni grietas, sin producir alteración térmica en la pulpa ni otros efectos indeseados, con la finalidad de impermeabilizar dicha superficie y, como consecuencia, impidiendo el cambio iónico entre estas zonas y la solución desmineralizante, lo que evita la penetración del ácido orgánico en las capas internas del esmalte.

De acuerdo con esta hipótesis, se plantean como objetivos fundamentales:

1. Determinar qué parámetros de las diferentes irradiaciones aplicadas por el láser de Nd:YAG, tales como potencia, diámetro de spot, tiempo de exposición, frecuencia, energía y energía acumulada, influyen en la obtención de un mejor grado de microfusión superficial del esmalte.
2. Establecer unos parámetros y sus valores ideales necesarios para alcanzar el mayor porcentaje de microfusión posible.

3. Definir una clasificación de los diferentes grados de microfusión producidas por el láser de Nd:YAG sobre la superficie del esmalte observadas mediante microscopio electrónico de barrido (SEM).
4. Cuantificar y valorar los cambios térmicos en el interior del diente durante la aplicación del láser de Nd:YAG para determinar si estos pueden llegar a producir un daño irreversible a nivel pulpar.

MATERIAL Y MÉTODOS

“El trabajo más productivo es el que sale de las manos de un
hombre contento”

Victor Pauchet (1869-1936)

Médico francés

4. MATERIAL Y MÉTODOS.

4.1. MUESTRA.

Se ha llevado a cabo un estudio clínico *in vitro* retrospectivo aprobado por el Comité de Ética en Humanos de la Universitat de València, tal y como apreciamos en el **Anexo 1** donde se adjunta el informe. Todos los pacientes fueron informados por escrito de los objetivos y de la metodología del estudio (**Anexo 2**), se les facilitó un Compromiso de Confidencialidad de sus datos por parte del investigador principal (**Anexo 3**) y por último, se les solicitó que firmaran un Consentimiento Informado (**Anexo 4**).

Se seleccionaron 98 dientes obtenidos de una clínica dental privada de Valencia, los cuales fueron extraídos por motivos ortodóncicos o periodontales. De todos ellos, 48 dientes (16 incisivos y 32 molares) se utilizaron para el estudio de los cambios estructurales y morfológicos; y 50 dientes (13 incisivos, 12 caninos, 13 premolares y 12 molares) para el estudio de los cambios térmicos.

Criterios de inclusión:

- Dientes extraídos por motivos ortodóncicos o periodontales
- Sin fracturas de esmalte ocasionadas durante la extracción dentaria.
- Sin descalcificaciones ni lesiones de mancha blanca.
- Sin defectos de estructura y color en el esmalte de las superficies bucales.
- Sin fluorosis dental.

Criterios de exclusión:

- Dientes extraídos por caries.
- Endodonciados.
- Con defectos de estructura y/o color.

4.2. MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO MORFOLÓGICO I.

Se realizaron 96 pruebas de irradiación, empleándose 12 muestras en cada uno de los 8 test, utilizando para ello 2 incisivos (cara vestibular y palatina respectivamente) y 4 molares hemiseccionados mesiodistalmente.

La metodología seguida en todas las pruebas consistió en irradiar la muestra con un tamaño de haz fijo y variar la potencia, la frecuencia de repetición y el tiempo de exposición.

Todas las muestras utilizadas se almacenaron en formol al 40% (GUINAMA, España) posterior a su extracción. Para su preparación realizamos los siguientes pasos:

1. Se lavaron con suero fisiológico.
2. Fueron secadas con aire caliente (BRAUN, modelo HD330 , EEUU)
3. En todas las muestras se independizó la corona clínica, y en los molares además se realizó una sección mesio-distal (figura 4.3), ambas mediante el uso de un puesto de laboratorio para clínica (KAVO, Alemania) (figura 4.1), con aspiración (SMART AIR, Alemania) (figura 4.1) y pieza de

mano (KAVO, K4, Alemania) (figura 4.1), y disco de diamante de grano fino sobre mandril (KOMET, 9512, Alemania) (figura 4.2).



Figura 4.1. Puesto de laboratorio para clínica KAVO con aspiración y pieza de mano.

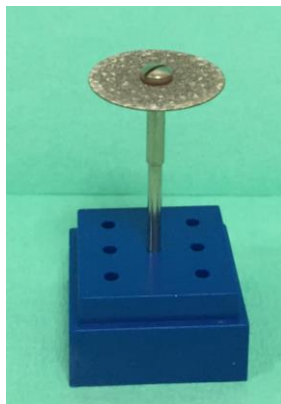


Figura 4.2. Disco de diamante de grano fino con mandril.

- Las muestras fueron grabadas con ácido ortofosfórico al 37% (Bestdent, Suiza) durante 30 segundos. Además, para obtener mejores imágenes a través del SEM, se ha empleado la mayor parte de la superficie del diente, tomándose como zona de control cualquier región no expuesta al láser. En el caso de los incisivos se han empleado las caras vestibular y palatina. Los molares se seccionaron en dos mitades.



Figura 4.3. a) incisivo seccionado; b) molar seccionado por la mitad.

- Para el transporte, las muestras se conservaron de forma individual en frascos pequeños de plástico de 5 ml (GUINAMA, España) (figura 4.4) en solución de formol al 40%. Cada frasco con su muestra correspondiente se identificó con una referencia.

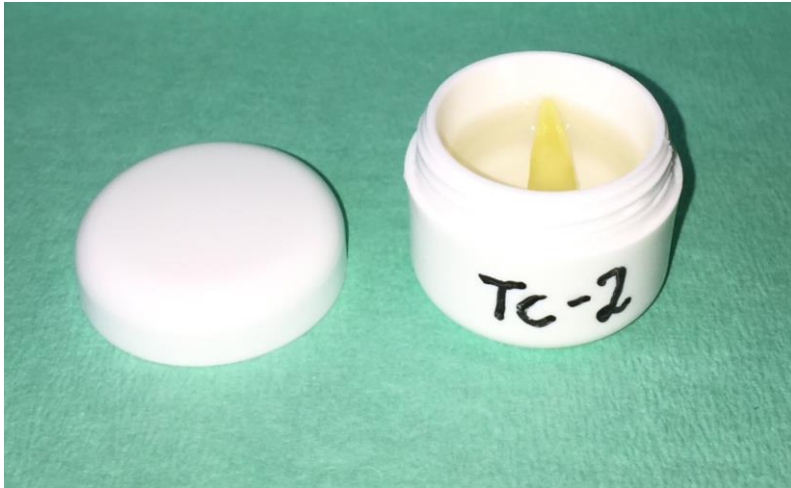


Figura 4.4. Muestra conservada en formol al 40% de forma individual para su transporte.

6. Se aplicó en el centro aproximado de la superficie de la corona clínica de cada muestra una irradiación mediante láser de Nd:YAG bombeado por diodos (AIDO, España) (figura 4.5) que emite en pulsado con una duración de pulso de 190 ns. El diámetro del spot fue de 4 mm en la superficie del esmalte.

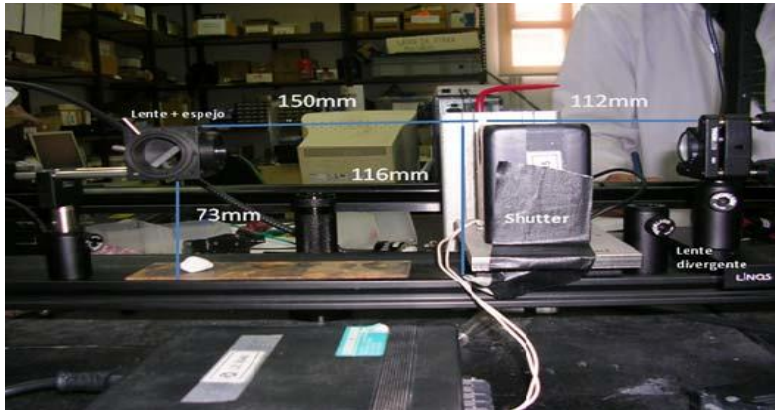


Figura 4.5. Esquema óptico del láser de Nd:YAG (AIDO, España).

7. La metodología seguida en todas las pruebas consistió en irradiar la muestra con un tamaño de haz fijo y variar la potencia, la frecuencia de repetición y el tiempo de exposición.
8. Se realizaron pruebas iniciales en modo continuo, pero se descartó proseguir con este método por el calentamiento que se inducía al diente, realizándose las pruebas en modo pulsante.
9. Cada muestra se volvió a introducir en su frasco referenciado correspondiente con la misma solución de formol al 40% para su transporte (figura 4.6).



Figura 4.6. Muestra preparadas para su envío y posterior observación mediante SEM.

10. Para llevar a cabo la observación superficial de las muestras en el SEM, se siguió el siguiente procedimiento (Janada, 1995) con la finalidad de deshidratar los tejidos e incrementar su conductividad eléctrica:

- Inmersión de las piezas dentales en una solución alcohólica al 60 % durante 24 horas.
- Inmersión de las piezas dentales en una solución alcohólica 70 % durante 24 horas.
- Inmersión de las piezas dentales en una solución alcohólica al 80 % durante 24 horas.
- Inmersión de las piezas dentales en una solución alcohólica al 96 % durante 24 horas.
- Inmersión de las piezas dentales en etanol absoluto durante 24 horas.
- Secado de las piezas dentales mediante Punto Crítico.
- Recubrimiento de las piezas mediante un *sputtering* de oro (figura 4.7).



Figura 4.7. Diente después de su preparación para microscopía electrónica.

11. Con la finalidad de evaluar la superficie sometida al tratamiento con láser, las piezas dentales fueron observadas con el Microscopio Electrónico de Barrido (JEOL JSM 6400, Japón) (figura 4.8). Se observó la superficie localizando las áreas de interés y capturando imágenes a 15, 100, 500, 1.000, 2.000 y 5.000 aumentos. El potencial de operación se mantuvo constante e igual a 20 KV durante todo el estudio.



Figura 4.8. Microscopio Electrónico de Barrido JEOL JSM 6400.

4.3. MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO MORFOLÓGICO II.

Utilizando las mismas 96 muestras de irradiación del Estudio Estructural y Morfológico I, estas fueron observadas con el Microscopio Electrónico de Barrido (JEOL JSM 6400, Japón) a 1.000 y 2.000 aumentos, determinándose el porcentaje de microfusión según la pérdida de configuración, morfología y longitud de los prismas del esmalte en la superficie exterior del diente.

4.4. MATERIAL Y MÉTODO DEL ESTUDIO TÉRMICO.

Se realizaron pruebas de temperatura en 50 muestras en el que se emplearon 4 tipos de dientes (incisivos, caninos, premolares y molares) para que los resultados fueran más fiables.

Para la preparación de dichas muestras, se realizó el siguiente procedimiento:

1. Se calentó agua destilada en una placa calefactora (SELECTA, modelo 10004 42, España) (figura 4.9) a unos 50°C aproximadamente.
2. Colocación de un termopar tipo k conectado a un medidor de temperatura de 4 canales (PCE-GROUP, TL-309, España) hasta la cámara pulpar mediante perforación con fresa redonda de diamante (KOMET, modelo 801.314.010, Alemania), realizándose ésta en incisivos y caninos desde cingulo, mientras en premolares y molares desde la superficie oclusal (figura 4.10 y 4.11); fijación y sellado mediante pasta térmica (RS COMPONENTS, modelo 217-3835, Reino Unido) (figura 4.12).



Figura 4.9. Placa calefactora y agitadora SELECTA.



Figura 4.10. a) perforación en incisivo; b) perforación en canino.

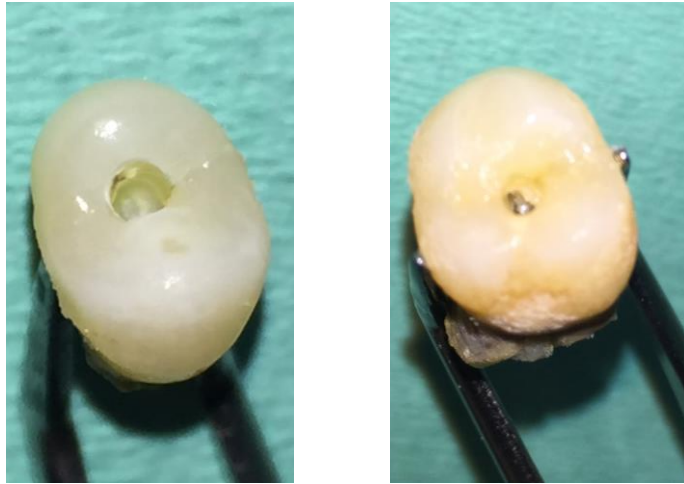


Figura 4.11. a) perforación en premolar; b) perforación en molar.

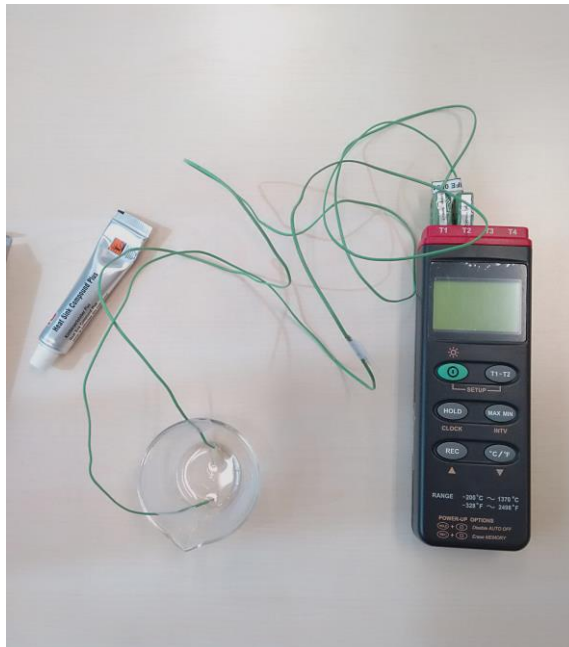


Figura 4.12. Incisivo central con el termopar insertado y fijado mediante pasta térmica y conectado al medidor de temperatura.

3. Colocación de otro termopar en el agua para obtener una temperatura de referencia del agua.
4. Se introdujo el diente en el agua caliente y esperamos hasta que la temperatura en su interior fuera de 37°C.
5. Se realizó la irradiación cuando la temperatura del diente alcanzó los 37°C.

4.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Todos los análisis se llevaron a cabo mediante el programa SPSS v.22 en su versión Windows®.

Los análisis estadísticos a realizar incluyeron diversos procedimientos. En primer lugar, se calcularon los estadísticos descriptivos de las variables cuantitativas, posteriormente se hicieron los análisis inferenciales.

Se realizó una comparación de medias y luego una regresión logística.

Para la comparación de medias inicialmente realizamos las pruebas de normalidad para luego decidir si realizamos una prueba paramétrica o no paramétrica.

Para el análisis de normalidad lo verificamos por el test de Shapiro Wilk, si se cumple la normalidad realizamos una prueba paramétrica Prueba T de muestra independientes, en caso de que no se cumpla la normalidad realizamos una prueba no paramétrica.

El análisis estadístico se realizó con un intervalo de confianza del 95%, de tal forma que se consideraron valores estadísticamente significativos aquellos cuya p sea menor de 0,05.

Regresión logística binaria – se usa cuando la variable dependiente es una variable binaria, es decir, de solo dos categorías, también conocidas como dummy o dicotómica.

Regresión logística multinomial – se usa cuando la variable dependiente es una variable nominal de más de 2 categorías, de ahí su nombre multi-nomial.

Significación de chi-cuadrado del modelo en la prueba ómnibus: si la significación es menor de 0,05 indica que el modelo ayuda a explicar el evento, es decir, las variables independientes explican la variable dependiente.

R-cuadrado de Cox y Snell, y R-cuadrado de Nagelkerke: indica la parte de la varianza de la variable dependiente explicada por el modelo. Hay dos R-cuadrados en la regresión logística, y ambas son válidas. Se acostumbra a decir que la parte de la variable dependiente explicada por el modelo oscila entre la R-cuadrado de Cox y Snell y la R-cuadrado de Nagelkerke. Cuanto más alto es la R-cuadrado más explicativo es el modelo, es decir, las variables independientes explican la variable dependiente.

Porcentaje global correctamente clasificado: este porcentaje indica el número de casos que el modelo es capaz de predecir correctamente. En base a la ecuación de regresión y los

datos observados, se realiza una predicción del valor de la variable dependiente (valor pronosticado). Esta predicción se compara con el valor observado. Si acierta, el caso es correctamente clasificado; si no acierta, el caso no es correctamente clasificado. Cuantos más casos clasifica correctamente (es decir, coincide el valor pronosticado con el valor observado) mejor es el modelo, más explicativo, por tanto, las variables independientes son buenas predictoras del evento o variable dependiente. Si el modelo clasifica correctamente más del 50% de los casos, el modelo se acepta. Si no, seleccionaríamos nuevas variables independientes. Los siguientes pasos son para evaluar la relación de cada variable independiente con la variable dependiente.

Relación de las variables independientes con la variable dependiente:

Significación de b: si es menor de 0,05 esa variable independiente explica la variable dependiente.

Signo de b: indica la dirección de la relación. Por ejemplo, a más nivel educativo mayor probabilidad que suceda el evento.

Exp(b) –exponencial de b–: indica la fortaleza de la relación. Cuanto más alejada de 1, más fuerte es la relación. Para comparar los exponenciales de b entre sí, aquellos que son menores a 1 deben transformarse en su inverso o recíproco, es decir, debemos dividir 1 entre el exponencial de b (pero solo cuando sean menores a 1).

RESULTADOS

“Lo que sabemos es una gota de agua, lo que ignoramos el océano”

Isaac Newton (1642-1727)

Matemático y físico británico

5. RESULTADOS.

5.1. CAMBIOS ESTRUCTURALES Y MORFOLÓGICOS.

Previamente a este estudio se realizaron pruebas para determinar un rango amplio de parámetros, eliminando aquellos que no producían efecto alguno y aquellos, que por el contrario, producían efectos extremos.

Los primeros test de este trabajo se efectuaron con potencias y frecuencias bajas para la calibración de los parámetros, así como valorar la efectividad de los mismos respecto a la cantidad y calidad de la superficie microfundida.

En total se efectuaron 8 test, donde se aplicaron distintos parámetros con el fin de valorar y cuantificar los diferentes resultados. Se realizaron un total de 96 pruebas, distribuidas en partes iguales de 12 muestras por cada test.

La potencia mínima aplicada fue de 18 mW y la máxima de 2.000 mW (figura 5.1). En cuanto a la frecuencia, se han utilizado de 50, 100, 500, 1.000 y 5.000 Hz (figura 5.2).

El diámetro de spot fue siempre de 4 mm, mientras el tiempo de exposición era de 10 o 20 segundos; la energía mínima fue de 0,01 mJ y la máxima de 4,50 mJ (figura 5.3), y la

energía acumulada oscilaba entre 250 y 22.000 mJ (figura 5.4), teniendo en cuenta que esta última se ve influenciada por la frecuencia y el tiempo de exposición.

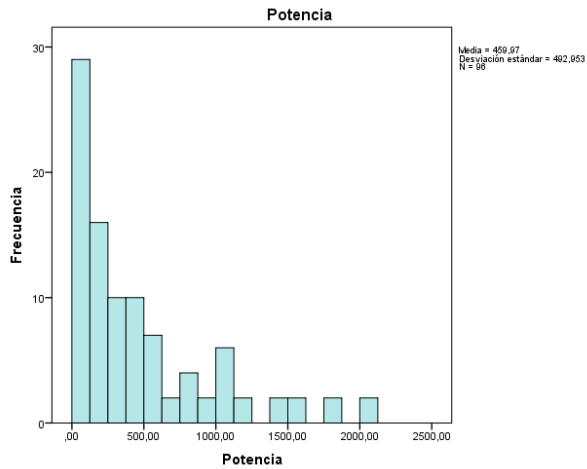


Figura 5.1. Gráfico de potencias (mW) utilizadas (min. 18; max. 2.000).

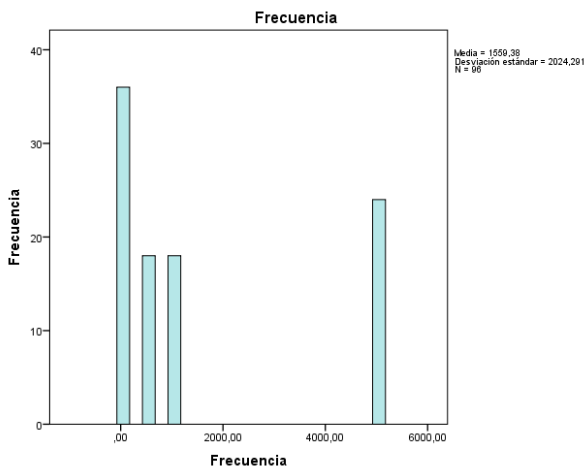


Figura 5.2. Gráfico de frecuencias (Hz) utilizadas (min. 50; max. 5.000).

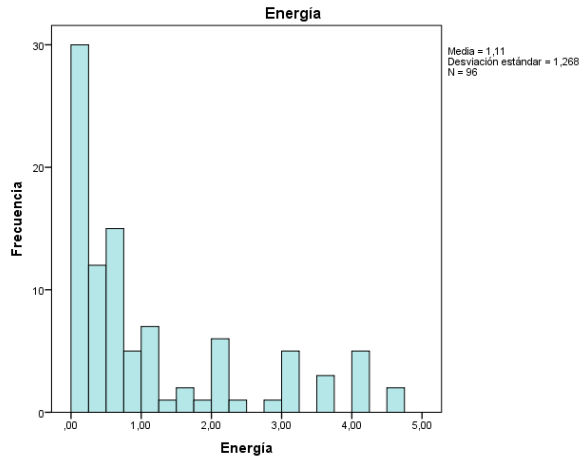


Figura 5.4. Gráfico de energía (mJ) producida (min. 0,01; max. 4,5).

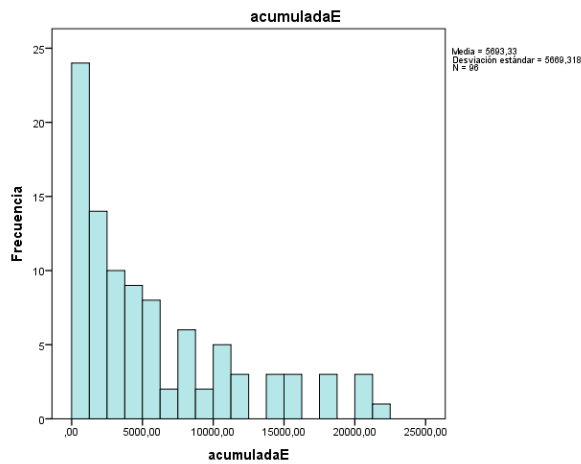


Figura 5.4. Gráfico de energía acumulada (mJ) producida (min. 250; max. 22.000).

En el caso del test 1, los valores de potencia oscilaron entre 25 y 413 mW con frecuencias de 50, 100, 500 o 1.000 Hz, y siempre para un tiempo de exposición de 10 segundos (tabla 5.1). En dicho test el porcentaje más alto de microfusión se obtuvo con una potencia superior a 127 mW y una frecuencia de 500 o 1.000 Hz (figura 5.5).

Tabla 5.1. Parámetros utilizados para el test 1 con diámetro de spot de 4 mm y tiempo de exposición de 10 segundos.

Potencia (mW)	Frecuencia (Hz)	Porcentaje Microfusión
25,00	50,00	60-70%
30,00	50,00	60-70%
40,00	100,00	70-80%
40,00	50,00	80-90%
69,00	100,00	80-90%
70,00	500,00	80-90%
90,00	100,00	80-90%
127,00	500,00	90-100%
150,00	1000,00	90-100%
284,00	500,00	90-100%
320,00	1000,00	90-100%
413,00	1000,00	90-100%

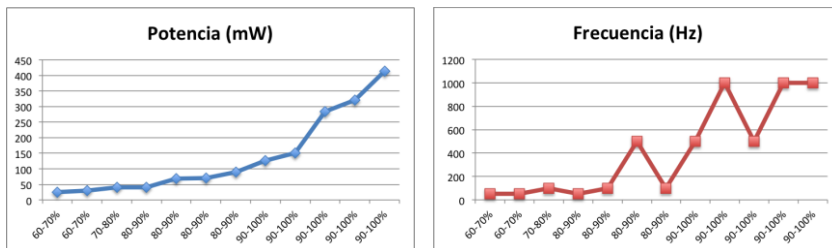


Figura 5.5. Gráficos de porcentaje de microfusión obtenidos según la potencia y frecuencia utilizadas para el test 1 con un tiempo de exposición de 10 segundos.

En el test 2 los valores de potencia oscilaron entre 18 y 405 mW con una frecuencia de entre 50 y 1.000 Hz, siempre para un tiempo de exposición de 20 segundos (tabla 5.2). Se llega a conseguir un porcentaje de microfusión del 100 % mediante la combinación de potencia y frecuencia, con una continuidad si la potencia supera los 130 mW y la frecuencia es de 500 o 1.000 Hz, aunque también se obtiene dicho porcentaje con una potencia de 77 mW y una frecuencia de 100 Hz (figura 5.6).

Tabla 5.2. Parámetros utilizados para el test 2 con diámetro de spot de 4 mm y tiempo de exposición de 20 segundos.

Potencia (mW)	Frecuencia (Hz)	Porcentaje Microfusión
18,00	50,00	90-100%
25,00	50,00	90-100%
36,00	100,00	90-100%
36,00	50,00	80-90%
60,00	100,00	90-100%
77,00	100,00	100%
85,00	500,00	90-100%
130,00	500,00	100%
185,00	1000,00	100%
277,00	500,00	100%
315,00	1000,00	100%
405,00	1000,00	100%

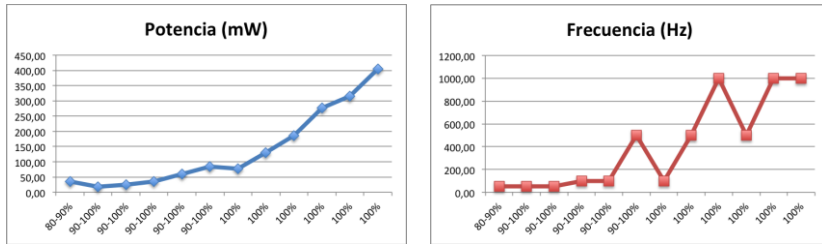


Figura 5.6. Gráficos de porcentaje de microfusión obtenidos según la potencia y frecuencia utilizadas para el test 2 con un tiempo de exposición de 20 segundos.

A partir del test 3 en adelante se escogió un mismo valor de frecuencia para cada test, modificándose exclusivamente los valores de potencia, y en algunos casos, el tiempo de exposición. De esta forma, en el test 3 los valores de potencia oscilaron entre 50 y 1.100 mW para una frecuencia de 5.000 Hz y un tiempo de exposición de 10 segundos (tabla 5.3), obteniendo el mayor porcentaje de microfusión aquellos con potencia de 100 y 800 mW (figura 5.7).

Tabla 5.3. Parámetros utilizados para el test 3 con diámetro de spot de 4 mm, tiempo de exposición de 10 segundos y frecuencia de 5.000 Hz.

Potencia (mW)	Porcentaje Microfusión
50,00	80-90%
100,00	100%
200,00	90-100%
300,00	90-100%
400,00	80-90%
500,00	90-100%
600,00	80-90%
700,00	90-100%
800,00	100%
900,00	80-90%
1000,00	80-90%
1100,00	90-100%

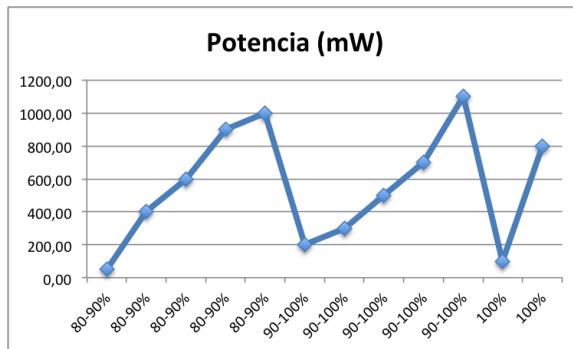


Figura 5.7. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 3 con un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 5.000 Hz.

Así mismo, en el test 4 los valores de potencia oscilaron también entre 50 y 1.100 mW para una frecuencia de 5.000 Hz y un tiempo de exposición de 20 segundos (tabla 5.4). En este caso, el mejor resultado se obtuvo con una potencia de 1.100 mW (figura 5.8).

Tabla 5.4. Parámetros utilizados para el test 4 con diámetro de spot de 4 mm, tiempo de exposición de 20 segundos y frecuencia de 5.000 Hz.

Potencia (mW)	Porcentaje Microfusión
50,00	90-100%
100,00	70-80%
200,00	80-90%
300,00	90-100%
400,00	90-100%
500,00	90-100%
600,00	90-100%
700,00	80-90%
800,00	80-90%
900,00	90-100%
1000,00	90-100%
1100,00	100%

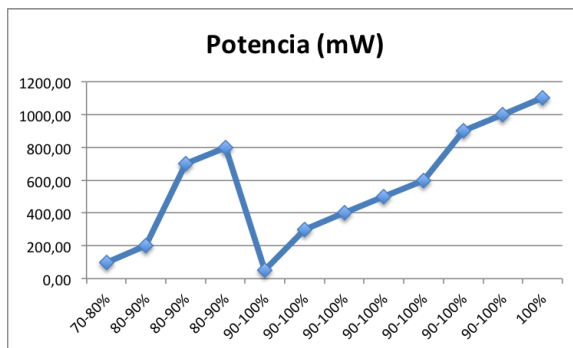


Figura 5.8. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 4 con un tiempo de exposición de 20 segundos y una frecuencia de 5.000 Hz.

Para el test 5 se introdujeron cambios en el tiempo de exposición que podía variar entre 10 o 20 segundos, con una potencia de 25 a 200 mW y una frecuencia de 50 Hz (tabla 5.5).

En este caso los porcentajes de microfusión obtenidos son en general muy altos, llegando a obtenerse un porcentaje del 100% de microfusión en todas las pruebas realizadas con un tiempo de exposición de 20 segundos, así como con potencias de 50 a 200 mW para un tiempo de exposición de 10 segundos (figura 5.9).

Tabla 5.5. Parámetros utilizados para el test 5 con diámetro de spot de 4 mm, tiempo de exposición de 10 o 20 segundos y frecuencia de 50 Hz.

Potencia (mW)	Exposición (seg)	Porcentaje Microfusión
25,00	10,00	90-100%
25,00	20,00	100%
50,00	10,00	100%
50,00	20,00	100%
100,00	10,00	80-90%
150,00	10,00	100%
175,00	10,00	100%
100,00	20,00	100%
200,00	10,00	100%
150,00	20,00	100%
175,00	20,00	100%
200,00	20,00	100%

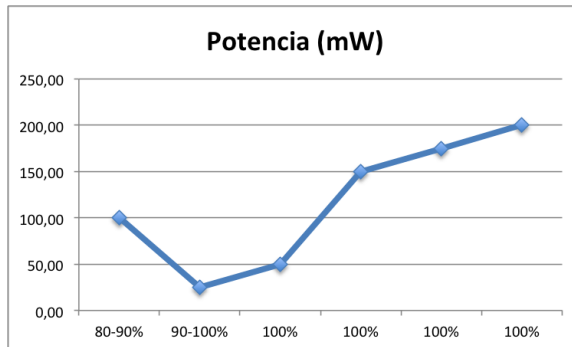


Figura 5.9. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 5 con un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 50 Hz.

Para el test 6, la potencia variaba entre 50 y 450 mW, el tiempo de exposición era de 10 o 20 segundos y la frecuencia siempre fue de 100 Hz (tabla 5.6). En este caso no llegamos a obtener ninguna prueba con un porcentaje de microfusión del 100%, pero si varias con una escala inferior del 90-100%, que en este caso se consiguió con una potencia de 100 mW así como de 300 a 450 mW y un tiempo de exposición de 20 segundos (figura 5.11).

Tabla 5.6. Parámetros utilizados para el test 6 con diámetro de spot de 4 mm, tiempo de exposición de 10 o 20 segundos y frecuencia de 100 Hz.

Potencia (mW)	Exposición (seg)	Porcentaje Microfusión
50,00	10,00	70-80%
50,00	20,00	80-90%
100,00	10,00	70-80%
100,00	20,00	90-100%
200,00	10,00	70-80%
300,00	10,00	70-80%
200,00	20,00	80-90%
400,00	10,00	80-90%
450,00	10,00	80-90%
300,00	20,00	90-100%
400,00	20,00	90-100%
450,00	20,00	90-100%

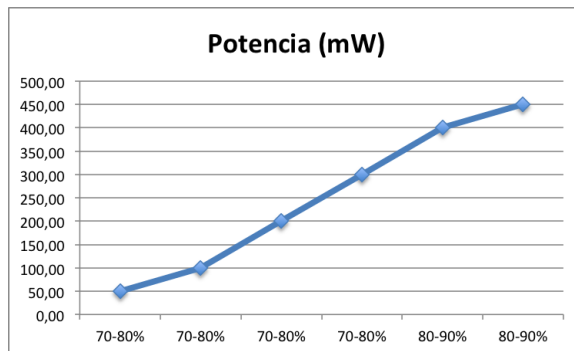


Figura 5.10. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 6 con un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 100 Hz.

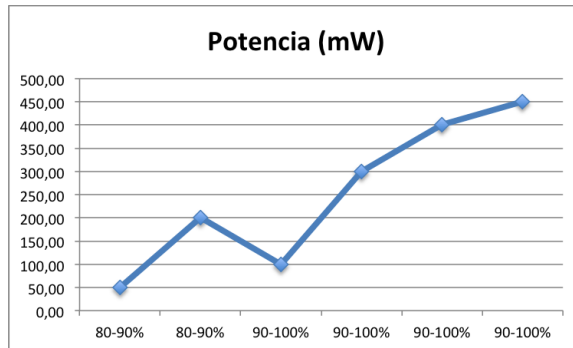


Figura 5.11. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 6 con un tiempo de exposición de 20 segundos y una frecuencia de 100 Hz.

En el test 7 se utilizó siempre un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 500 Hz, con una potencia entre 100 y 2.000 mW (tabla 5.7). En este test los mejores resultados se obtuvieron con una potencia de 100, 1.000 y de 1.400 a 1.800 mW (figura 5.12).

Tabla 5.7. Parámetros utilizados para el test 7 con diámetro de spot de 4 mm, tiempo de exposición de 10 segundos y frecuencia de 500 Hz.

Potencia (mW)	Porcentaje Microfusión
100,00	100%
200,00	90-100%
300,00	80-90%
400,00	90-100%
600,00	80-90%
800,00	90-100%
1000,00	100%
1200,00	80-90%
1400,00	100%
1600,00	100%
1800,00	100%
2000,00	90-100%

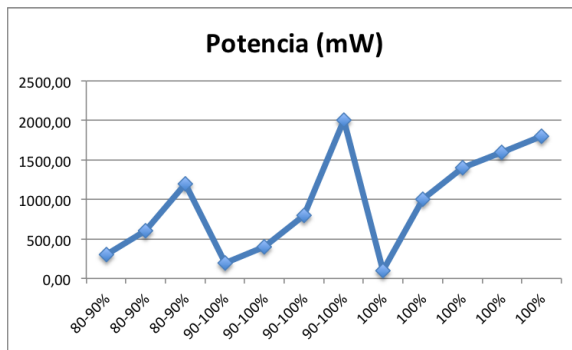


Figura 5.12. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 7 con un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 500 Hz.

Por último, en el test 8 se utilizó siempre un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 1.000 Hz, con una potencia de entre 150 y 2.000 mW (tabla 5.8). En este último test se pudo obtener una microfusión del 100% para

potencias de 800 a 1.400 mW y de 1.800 a 2.000 mW (figura 5.13).

Tabla 5.8. Parámetros utilizados para el test 8 con diámetro de spot de 4 mm, tiempo de exposición de 10 segundos y frecuencia de 1.000 Hz.

Potencia (mW)	Porcentaje Microfusión
150,00	80-90%
300,00	80-90%
400,00	80-90%
500,00	90-100%
600,00	70-80%
800,00	100%
1000,00	100%
1200,00	100%
1400,00	100%
1600,00	70-80%
1800,00	100%
2000,00	100%

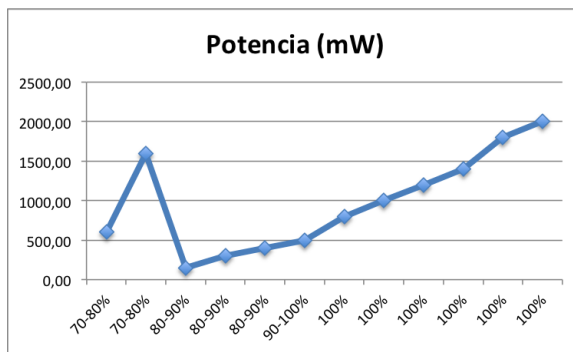


Figura 5.13. Gráfico de porcentaje de microfusión obtenido según la potencia utilizada para el test 8 con un tiempo de exposición de 10 segundos y una frecuencia de 1.00 Hz.

5.1.1. RESULTADOS DE LA REGRESIÓN LOGÍSTICA BINARIA.

En resumen, se han realizado dos etapas a través de las cuales se han ido seleccionando las variables y eliminando aquellas que no era significativa, es decir, en la última etapa se ha repetido todo el proceso hasta que ninguna variable no seleccionada ha satisfecho el criterio de selección y ninguna de las seleccionadas ha satisfecho el de eliminación.

El modelo (conjunto de variables independientes) es significativo, explica entre el 0,119 y el 0,164 de la variable dependiente, y clasifica correctamente el 67,7% de los casos, por tanto se acepta el modelo y se considera aceptable.

Tabla 5.8. Prueba ómnibus de coeficientes de modelos.

		Chi-cuadrado	gl	Sig.
Paso 2	Escalón	5,412	1	,020
	Bloque	12,165	2	,002
	Modelo	12,165	2	,002

Tabla 5.9. Resumen del modelo.

Escalón	Logaritmo de la verosimilitud -2	R cuadrado de Snell	R cuadrado de Cox y Snell	R cuadrado de Nagelkerke
2	112,633 ^a	,119		,164

Tabla 5.10. Clasificación.

Observado	Pronosticado			Corrección de porcentaje	
	GradocategDos	Ausencia	Presencia		
Paso 2	GradocategDos	Ausencia	16	17	48,5
		Presencia	14	49	77,8
Porcentaje global					67,7

Con estos datos podemos construir la ecuación de regresión logística, que en nuestro caso sería:

$$Y = -1,923 + 0,001(\text{Potencia}) + 0,152 (\text{exposición})$$

$$P(80 - 100\%) = \frac{1}{1 + e^Y}$$

Esta ecuación logística nos permite calcular la probabilidad de éxito o fracaso para una potencia y una exposición determinada. La potencia y la exposición explican la obtención de una categoría que se obtenga un 80-100% de microfusión (significación menor de 0,05).

A mayor potencia, más probabilidad que obtenga 80-100%. A mayor tiempo de exposición, más probabilidad de obtener un 80-100%.

De las variables seleccionadas, aquella que tiene una mayor fortaleza para explicar el evento es la exposición (su exponencial de $b - \text{Exp}(b)$) más se aleja de 1 (tabla 5.11).

Tabla 5.11. Variables de la ecuación.

	B	Error estándar	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	95% C.I. para EXP(B)	
							Inferior	Superior
Paso 2								
Potencia	,001	,001	4,608	1	,032	1,001	1,000	1,002
Exposición	,152	,052	8,587	1	,003	1,164	1,052	1,289
Constante	-1,923	,788	5,950	1	,015	,146		

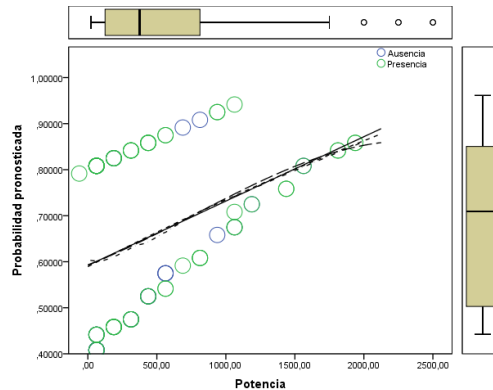


Figura 5.14. Gráfico de regresión según la potencia.

5.1.2. RESULTADOS DE LA REGRESIÓN LOGÍSTICA MULTINOMINAL.

Con el objetivo de hacer una predicción más profunda en el tema, se decidió dividir las muestras en tres categorías y ver que variables influían sobre estas categorías. Se han elegido tres categorías debido a que las categorías inferiores tenían muy pocos elementos para realizar un análisis adecuado.

Las categorías fueron:

Categoría 3: entre el 60% y 90 %

Categoría 4: del 90 al 100%

Categoría 5: el 100%

En la tabla 5.12 se realizan dos Chi-cuadrados diferentes con los valores entre los valores observados y la predicción. Como $p > 0,05$ las desviaciones son pequeñas, es decir el modelo se ajusta a los datos.

Tabla 5.12. Bondad de ajuste.

	Chi-cuadrado	gl	Sig.
Pearson	196,524	178	,162
Desviianza	176,522	178	,517

Los valores de Pseudo R cuadrado (tabla 5.13) no son altos por lo que no todo el porcentaje explicado de la varianza depende de las variables analizadas, según Nagelkerke explica el 26,6 % de la variabilidad.

Tabla 5.13. Pseudo R cuadrado.

Cox y Snell	,236
Nagelkerke	,266
McFadden	,123

Los contrastes de la razón de verosimilitud del modelo (tabla 5.14) nos indican cuales son las variables independientes significativas en el modelo, como podemos observar el modelo acepta las variables cuya $p < 0,05$, en este caso, frecuencia, potencia y exposición.

Tabla 5.14. Contraste de la razón de verosimilitud.

Efecto	Criterios de ajuste de modelo	Contraste de la razón de verosimilitud		
		Chi-cuadrado	gl	Sig.
	Logaritmo de la verosimilitud -2 de modelo reducido			
Interceptación	193,737	13,056	2	,001
Frecuencia	190,008	9,327	2	,009
Potencia	191,482	10,802	2	,005
Exposición	192,903	12,222	2	,002

El programa estima una función para cada clase (categoría) excepto para la primera que es la categoría de referencia. En la tabla 5.15 (columna B) se muestran las estimaciones de todos los parámetros o coeficientes que multiplican a las variables independientes, incluidas las que crea el programa para cada nivel (excepto uno) de las variables categóricas. Un valor de $\text{Exp}(B)$ alejado de la unidad (intervalo

de confianza que no incluye el 1) identifica a los factores que mejor determinan la pertenencia a cada grupo.

La categoría 4 (90-100%) tiene como variable independiente que permita su identificación con claridad (los intervalos para exp(B) no incluyen el valor 1) el tiempo de exposición, mientras que en la categoría 5 (100%) tenemos la potencia y el tiempo de exposición. Para estos cálculos se ha utilizado la categoría 3 como referencia, por lo que no aparece en la tabla.

Tabla 5.15. Estimaciones de parámetro.

GradocategTRES ^a	B	Error estándar	Wald	gl	Sig.	Exp(B)	95% de intervalo de confianza para Exp(B)	
							Límite inferior	Límite superior
4,00	Interceptación	-2,480	,900	7,599	1	,006		
	Frecuencia	,000	,000	,725	1	,395	1,000	1,000
	Potencia	,000	,001	,382	1	,536	1,000	,999
	Exposición	,158	,059	7,199	1	,007	1,172	1,044
5,00	Interceptación	-3,119	1,008	9,575	1	,002		
	Frecuencia	,000	,000	3,617	1	,057	1,000	,999
	Potencia	,002	,001	7,941	1	,005	1,002	1,001
	Exposición	,193	,065	8,938	1	,003	1,213	1,069
a. La categoría de referencia es: 3,00.								

En la tabla 5.16 se observa que el modelo clasifica correctamente un 55,2 %, el 69,7 % de los de la categoría 3, un 30,3 % de la categoría 4 y un 66,7 % de la categoría 5.

Tabla 5.16. Clasificación.

Observado	Pronosticado			Porcentaje correcto
	3,00	4,00	5,00	
3,00	23	5	5	69,7%
4,00	13	10	10	30,3%
5,00	7	3	20	66,7%
Porcentaje global	44,8%	18,8%	36,5%	55,2%

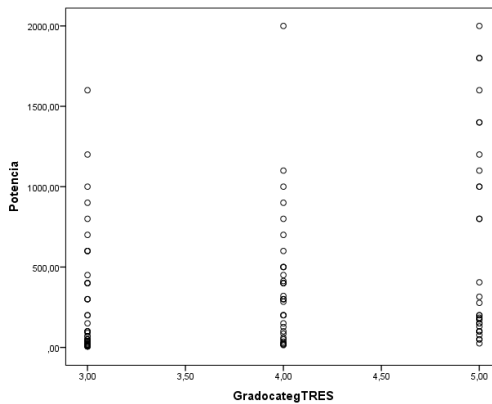


Figura 5.15. Dispersión de potencia (mW) respecto a las tres categorías.

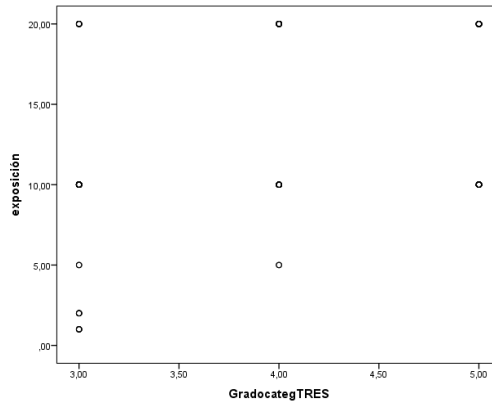


Figura 5.16. Dispersión de exposición (s) respecto a las tres categorías.

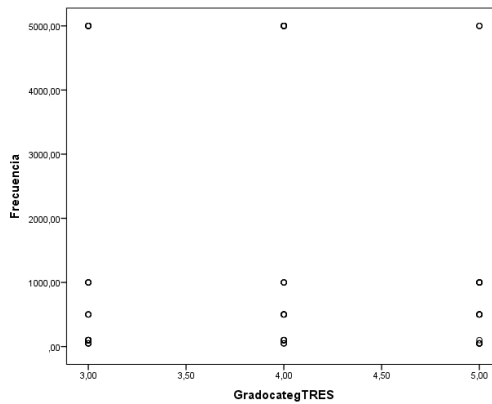


Figura 5.17. Dispersión de frecuencia (Hz) respecto a las tres categorías.

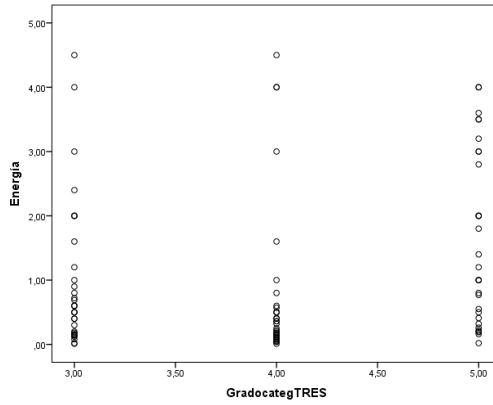


Figura 5.18. Dispersión de energía (mJ) respecto a las tres categorías.

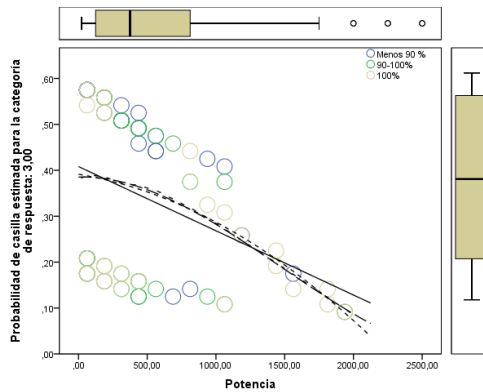


Figura 5.19. Gráfico de regresión para predecir la categoría 3 respecto a la potencia.

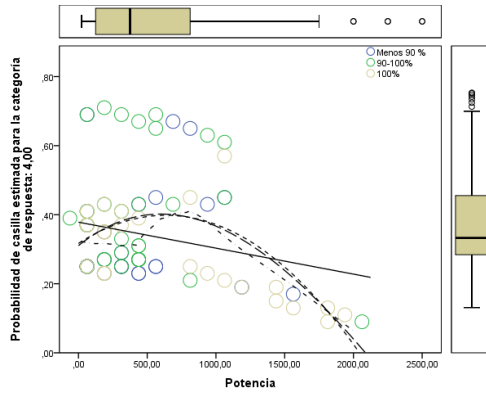


Figura 5.20. Gráfico de regresión para predecir la categoría 4 respecto a la potencia.

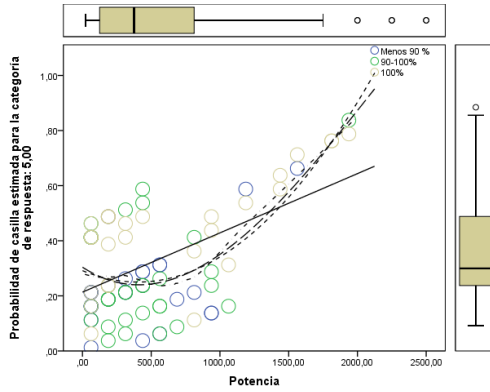


Figura 5.21. Gráfico de regresión para predecir la categoría 5 respecto a la potencia.

5.2. CLASIFICACIÓN SEGÚN EL GRADO DE MICROFUSIÓN.

Los resultados que se obtuvieron se clasificaron en diferentes grupos según el grado de microfusión obtenido. Para realizar dicha clasificación, se tuvo en cuenta la pérdida de la configuración propia de los primas del esmalte.

Clasificamos en 5 grados diferentes:

Grado I: pérdida de la configuración prismática inferior al 60 %.

Grado II: pérdida de la configuración prismática entre un 60 % al 70%.

Grado III: pérdida de la configuración prismática entre un 70 % al 80%.

Grado IV: pérdida de la configuración prismática entre un 80 % al 90%.

Grado V: pérdida de la configuración prismática entre un 90 % al 100%.

La configuración, morfología y distribución normal de los prismas del esmalte se visualizan como en las figuras 5.22 y 5.23 (Márquez y cols.; 1992).

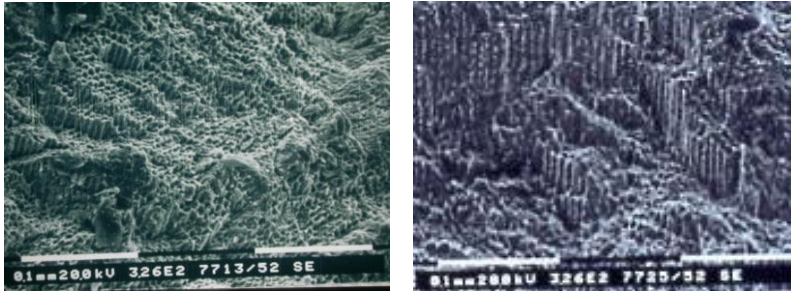


Figura 5.22. Esmalte normal. Escala 0.1 mm. Imágenes cedidas por Dr. Vicente Torres.

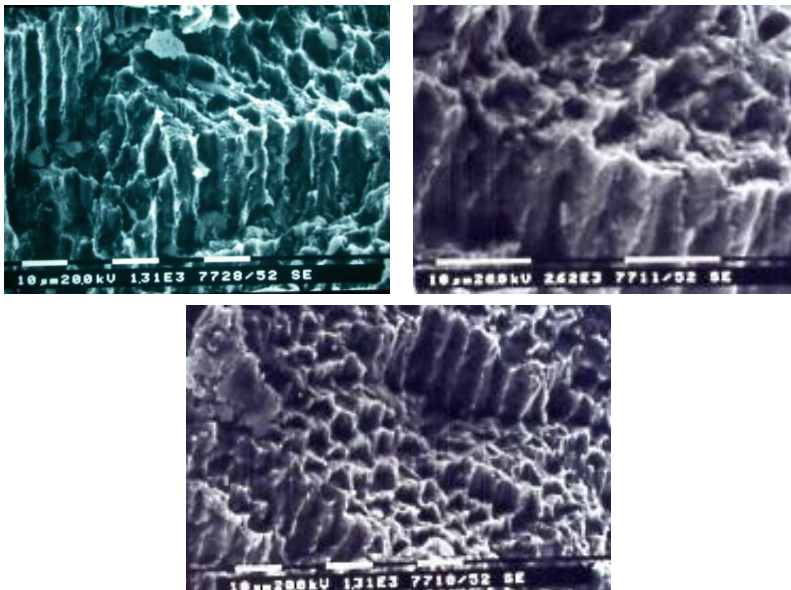


Figura 5.23. Esmalte normal. Escala 10 µm. Imágenes cedidas por Dr. Vicente Torres.

5.2.1. MICROFUSIÓN DE GRADO I.

Es la pérdida tridimensional de la configuración de los primas del esmalte inferior al 60 % de la totalidad de la superficie tratada.

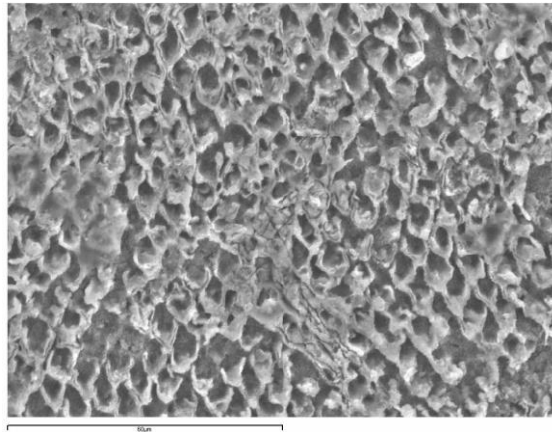


Figura 5.24. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado I. Escala 60 μm.

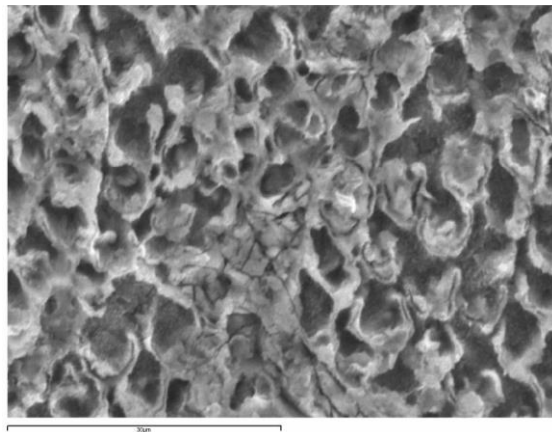


Figura 5.25. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado I. Escala 30 μm.

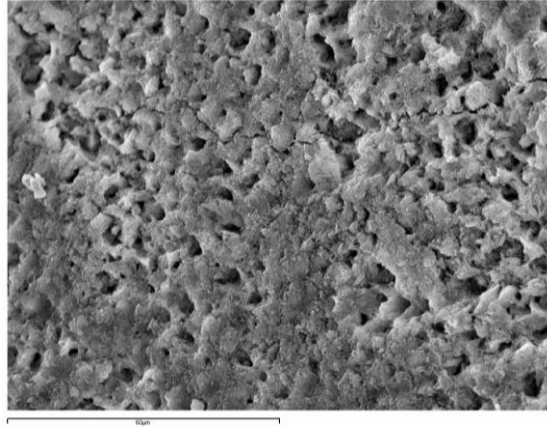


Figura 5.26. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado I. Escala 60 μm .

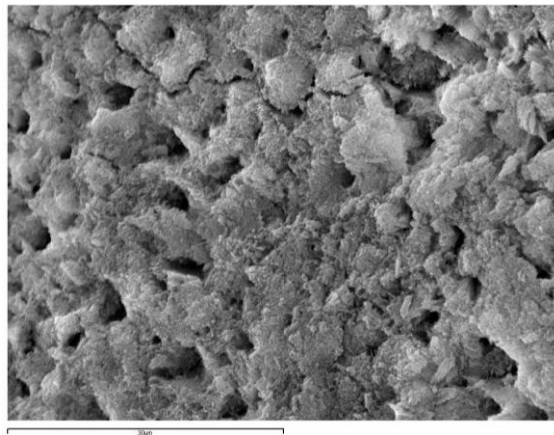


Figura 5.27. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado I. Escala 30 μm .

5.2.2. MICROFUSIÓN DE GRADO II.

Es la pérdida tridimensional de la configuración de los primas del esmalte entre el 60 y 70 % de la totalidad de la superficie tratada.

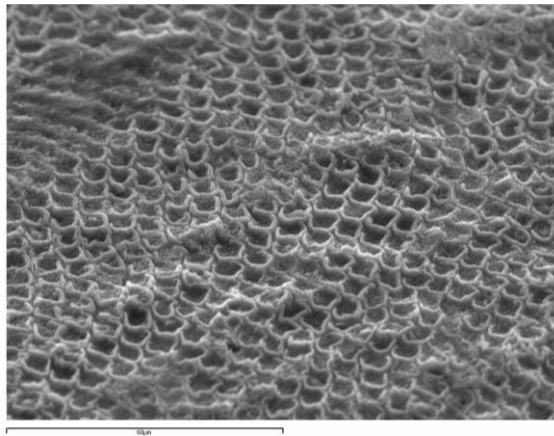


Figura 5.28. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado II. Escala 60 μm .

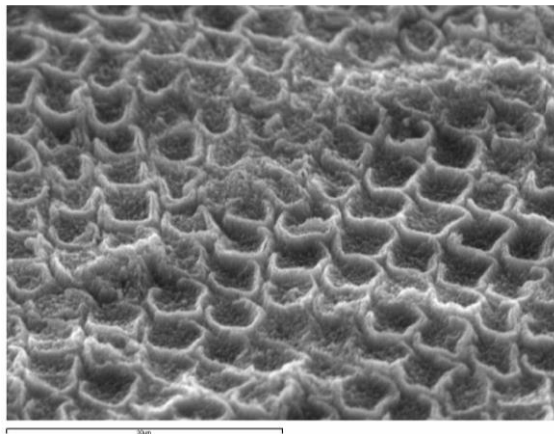


Figura 5.29. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado II. Escala 30 μm .

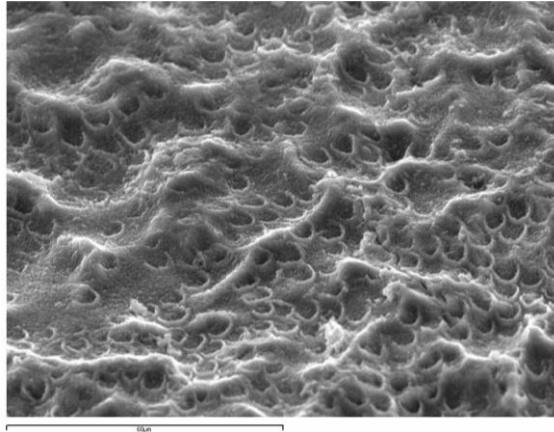


Figura 5.30. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado II. Escala 60 μm .

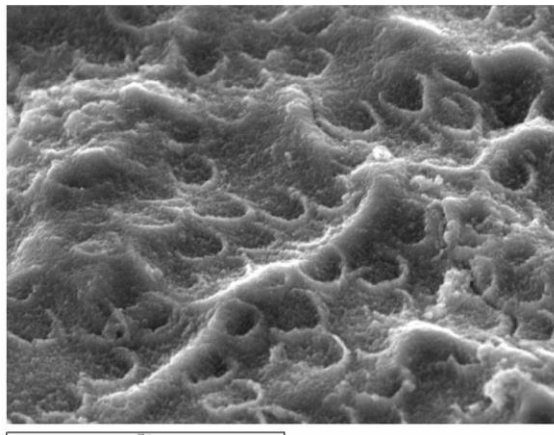


Figura 5.31. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado II. Escala 30 μm .

5.2.3. MICROFUSIÓN DE GRADO III.

Es la pérdida tridimensional de la configuración de los primas del esmalte entre el 70 y 80 % de la totalidad de la superficie tratada.

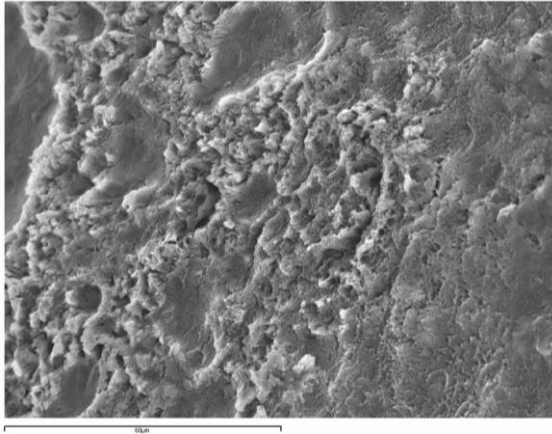


Figura 5.32. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado III. Escala 60 µm.

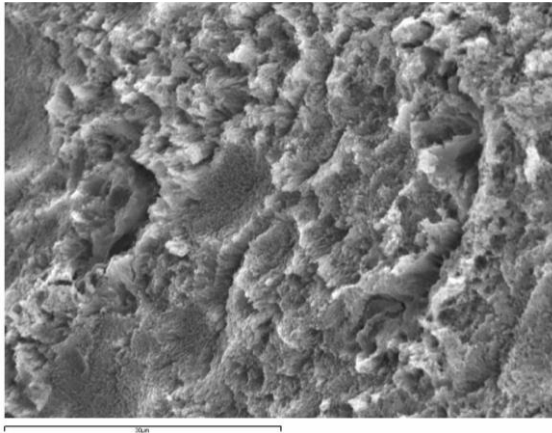


Figura 5.33. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado III. Escala 30 µm.

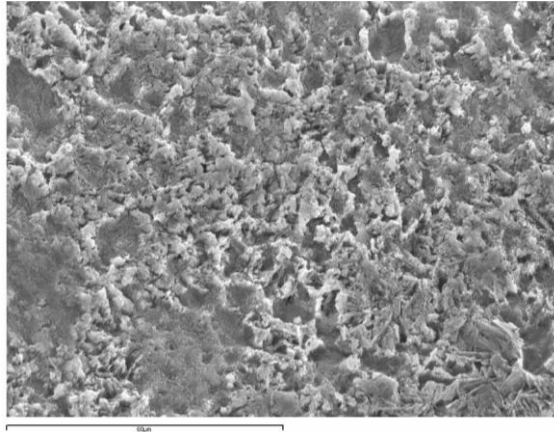


Figura 5.34. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado III. Escala 60 μm .

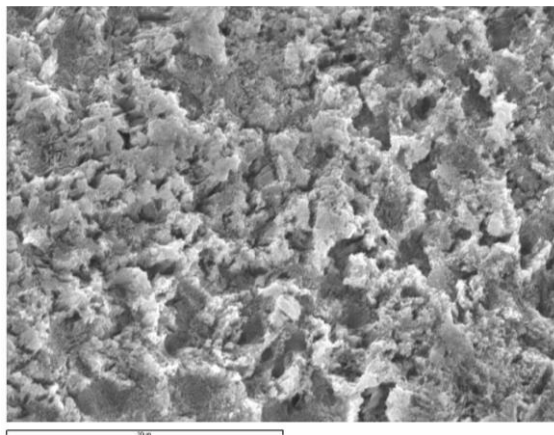


Figura 5.35. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado III. Escala 30 μm .

5.2.4. MICROFUSIÓN DE GRADO IV.

Es la pérdida tridimensional de la configuración de los primas del esmalte entre el 80 y 90 % de la totalidad de la superficie tratada.

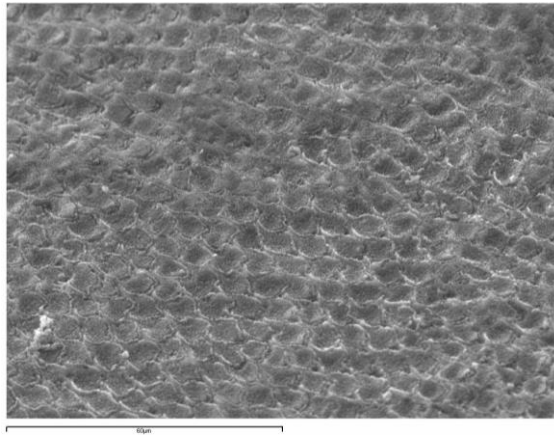


Figura 5.36. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado IV. Escala 60 μm .

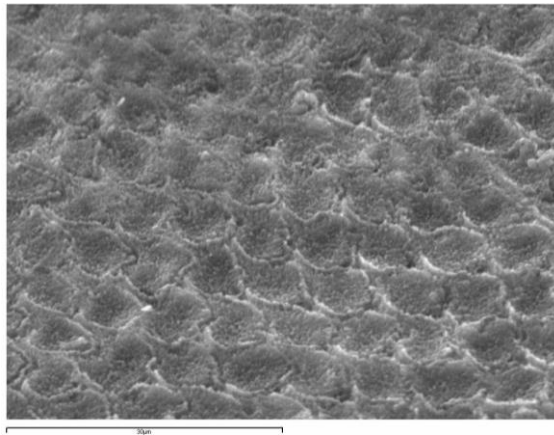


Figura 5.37. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado IV. Escala 30 μm .

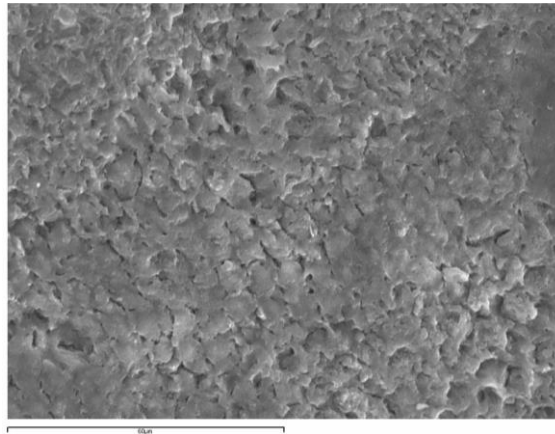


Figura 5.38. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado IV. Escala 60 μm .

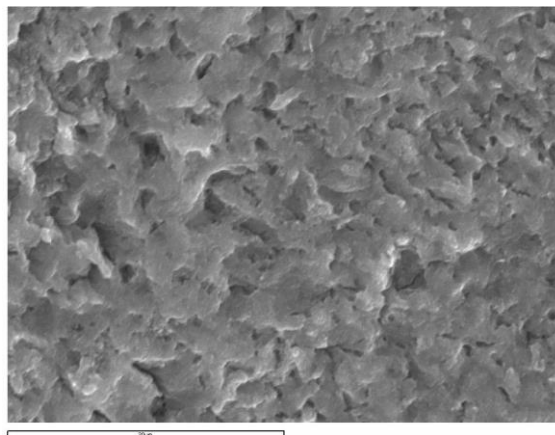


Figura 5.39. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado IV. Escala 30 μm .

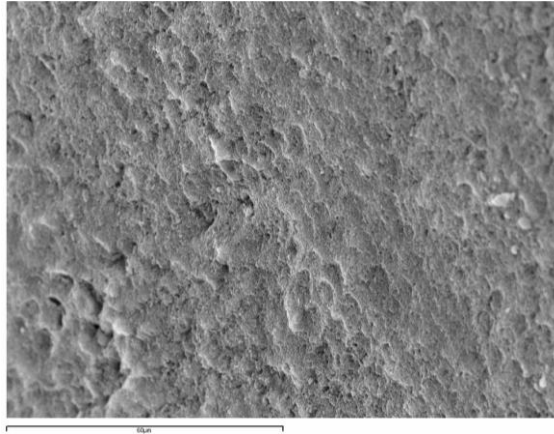


Figura 5.40. Cara palatina de un incisivo con microfusión de grado IV. Escala 60 μm .

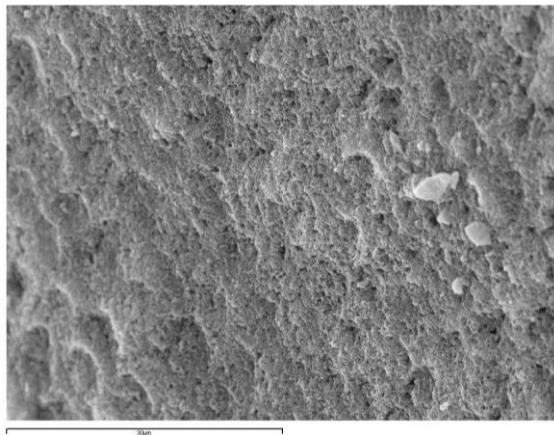


Figura 5.41. Cara palatina de un incisivo con microfusión de grado IV. Escala 30 μm .

5.2.5. MICROFUSIÓN DE GRADO V.

Es la pérdida tridimensional de la configuración de los primas del esmalte entre el 90 y 100 % de la totalidad de la superficie tratada.

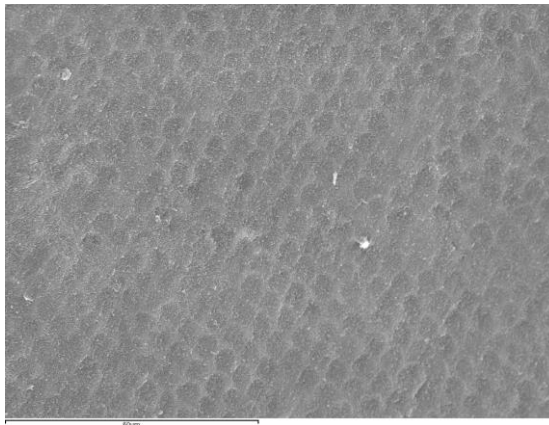


Figura 5.42. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 60 μm .

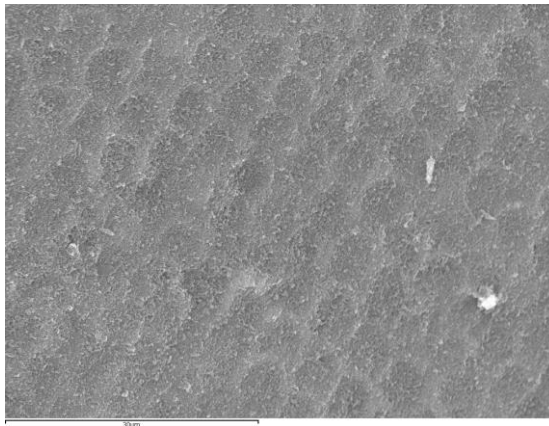


Figura 5.43. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 30 μm .

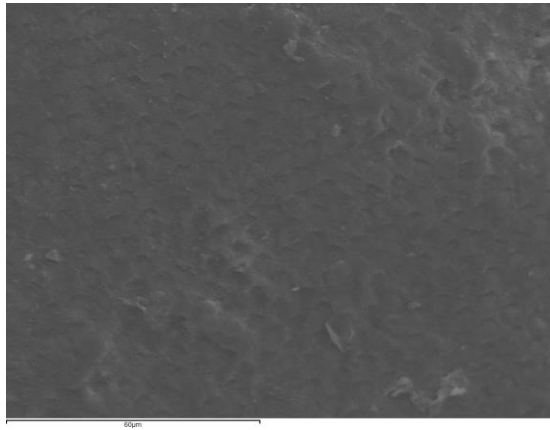


Figura 5.44. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 60 μm .

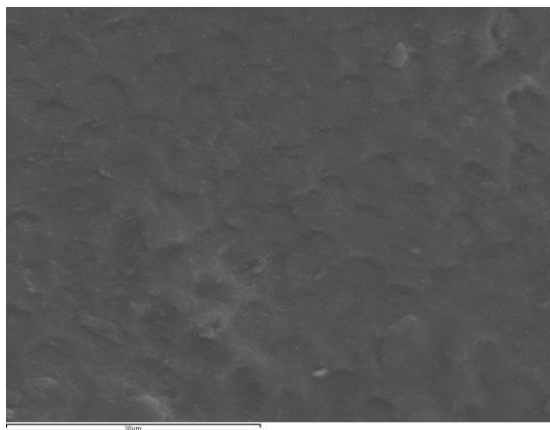


Figura 5.45. Cara vestibular de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 30 μm .

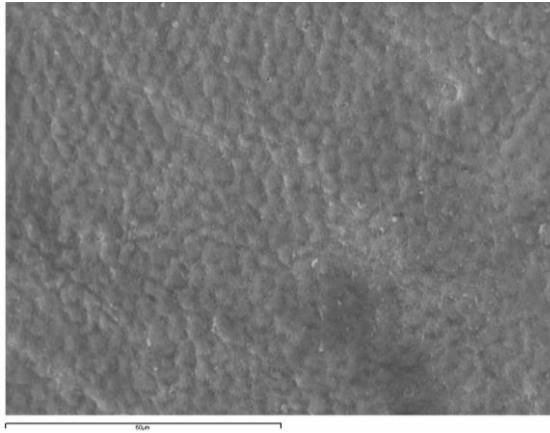


Figura 5.46. Cara palatina de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 60 μm.

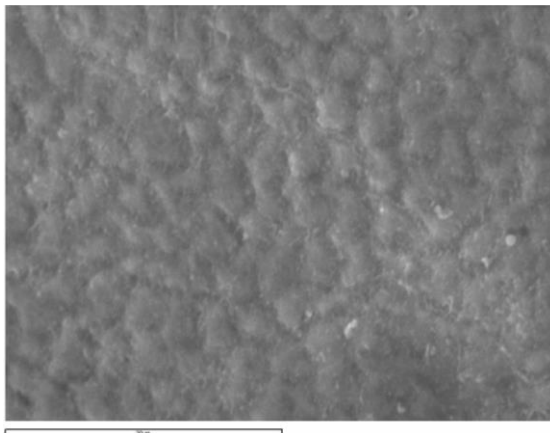


Figura 5.47. Cara palatina de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 30 μm.

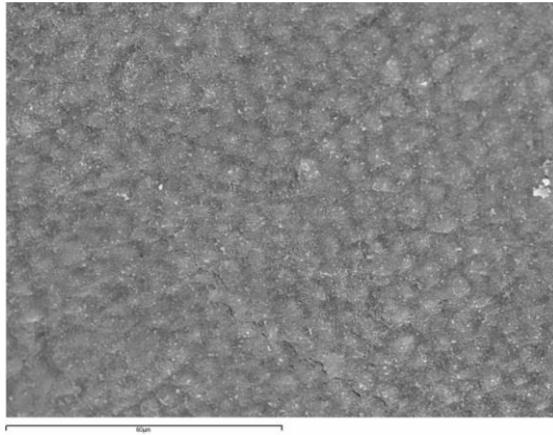


Figura 5.48. Cara lingual de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 60 μm .

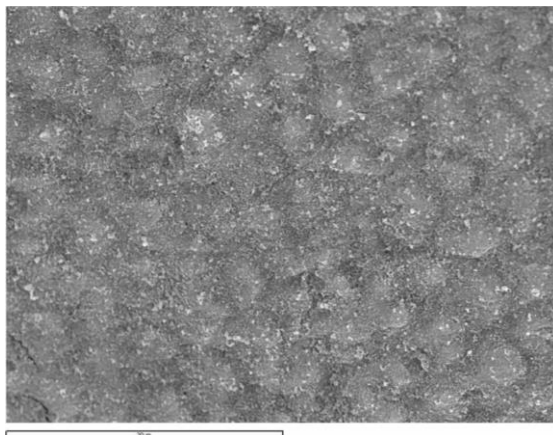


Figura 5.49. Cara lingual de un incisivo con microfusión de grado V. Escala 30 μm .

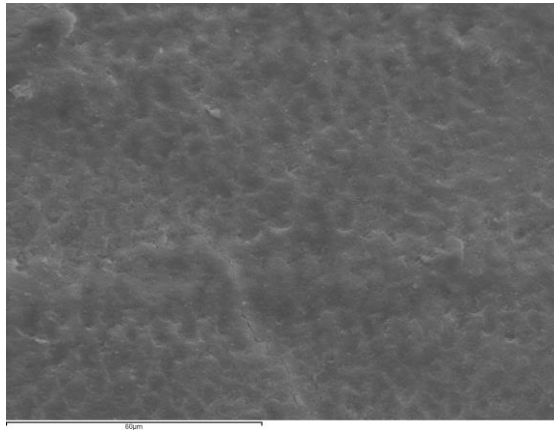


Figura 5.50. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado V. Escala 60 μm.

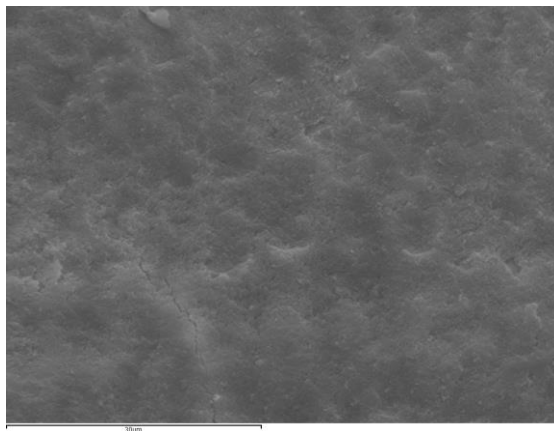


Figura 5.51. Cara vestibular de un molar con microfusión de grado V. Escala 30 μm.

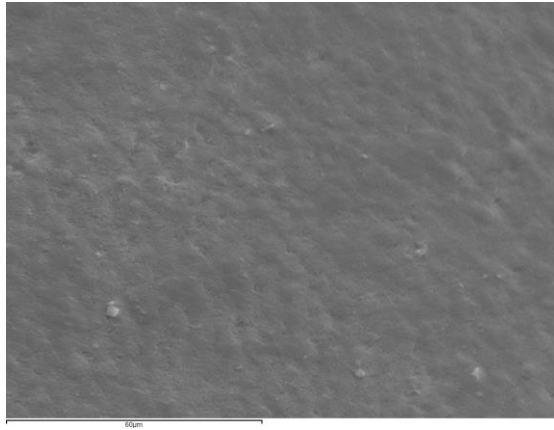


Figura 5.52. Cara lingual de un molar con microfusión de grado V. Escala 60 μm .

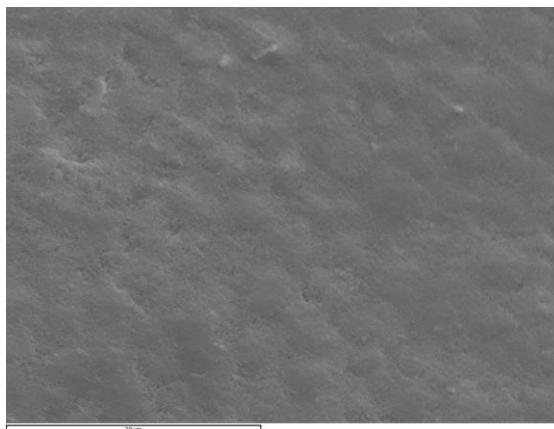


Figura 5.53. Cara lingual de un molar con microfusión de grado V. Escala 30 μm .

5.2.6. MICROFUSIÓN EXCESIVA.

Es la excesiva pérdida tridimensional de la configuración de los primas del esmalte con irregularidades, falta de uniformidad y salpicaduras en la superficie tratada.

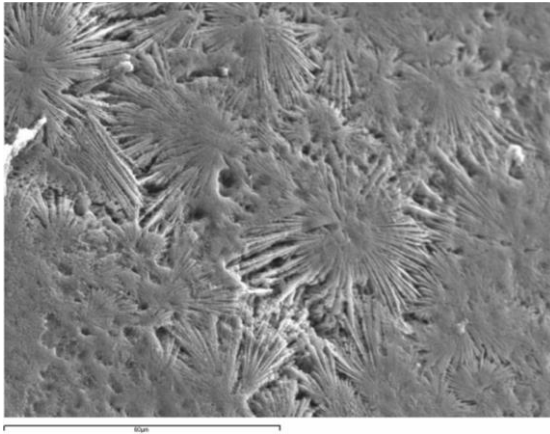


Figura 5.54. Cara vestibular de un molar con microfusión excesiva. Escala 60 μm .

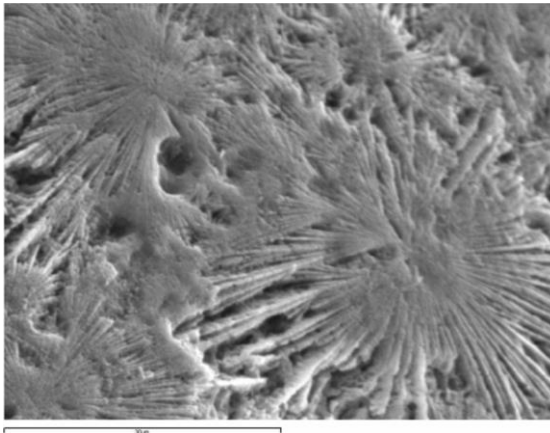


Figura 5.55. Cara vestibular de un molar con microfusión excesiva. Escala 30 μm .

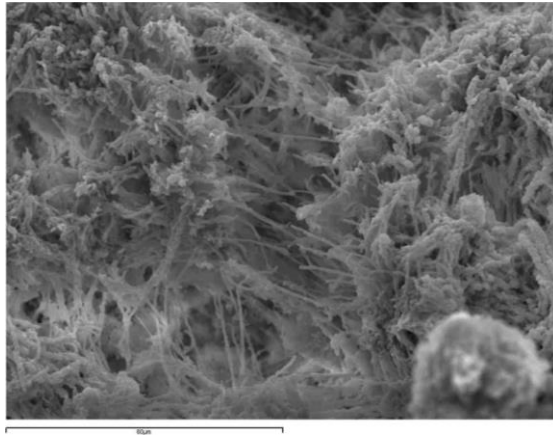


Figura 5.56. Cara palatina de un molar con microfusión excesiva. Escala 60 μm .

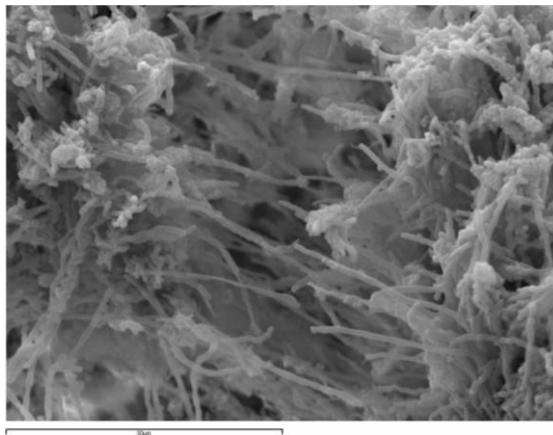


Figura 5.57. Cara palatina de un molar con microfusión excesiva. Escala 30 μm .

5.3. CAMBIOS TÉRMICOS.

Para optimizar las pruebas se decidió medir la temperatura correspondiente a los parámetros con mayor potencia de 2.000 mW y una frecuencia intermedia de 1.000 Hz. En las pruebas se han empleado 4 tipos de dientes para que los resultados fueran más fiables, teniendo en cuenta la gran variabilidad observada en los resultados de microfusión.

Con estos parámetros la temperatura aumentaba pero por debajo de los 5,5°C, límite máximo aceptado para no producir daño pulpar (Nammour y cols., 2010; Lin y cols., 2010; Lina y cols., 2010; Carrasco y cols., 2008); no obstante se verificó que a una potencia de 150 mW y frecuencia de 1.000 Hz el incremento de temperatura fue de prácticamente de 0°C, que a 2.000 mW de potencia y 500 Hz de frecuencia la temperatura se mantenía por debajo de los 5,5°C. Únicamente para una potencia de 1.000 mW y 5.000 Hz de frecuencia, la temperatura alcanzada superaba el valor límite de temperatura, situándose por encima de los 6,7°C.

5.3.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO.

Se tomó una muestra de 50 dientes de los cuales 13 (26,0%) pertenecían al grupo de incisivos, 12 (24,0%) al de caninos, 13 (26,0 %) al de premolares y 12 (24,0 %) al de molares.

En todos los casos se realizó la prueba durante un tiempo de 10 segundos, con una temperatura inicial que oscilaba entre 36,60°C y 37,20°C, con una media de 37,0020±,14213°C; mientras la final se situaba entre 37,00°C y 45,20°C, con una media de 39,4140±1,73758°C. El incremento mínimo observado fue de 0,00°C y el máximo de 8,20°C, con una media de incremento de 2,4120±1,74854°C (tabla 5.17).

Tabla 5.17. Descriptivo de variable cuantitativa.

	N	Media	Mediana	Moda	SD	Mínimo	Máximo
Potencia	50	1772,00	2000,00	2000	554,955	150	2000
Frecuencia	50	1280,00	1000,00	1000	1116,481	500	5000
Tiempo	50	10,00	10,00	10	0,000	10	10
Tinicial	50	37,0020	37,0000	37,00	,14213	36,60	37,20
Tfinal	50	39,4140	39,2500	39,10	1,73758	37,00	45,20
Incremento	50	2,4120	2,3000	1,20 ^a	1,74854	0,00	8,20

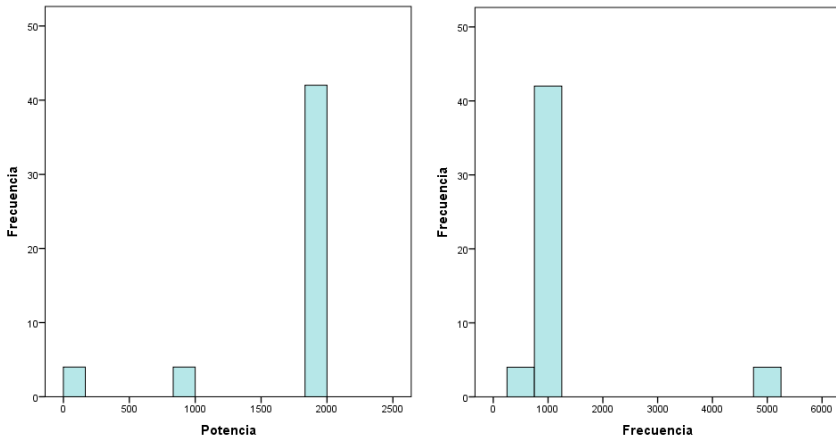


Figura 5.58. Histograma de potencia y frecuencia.

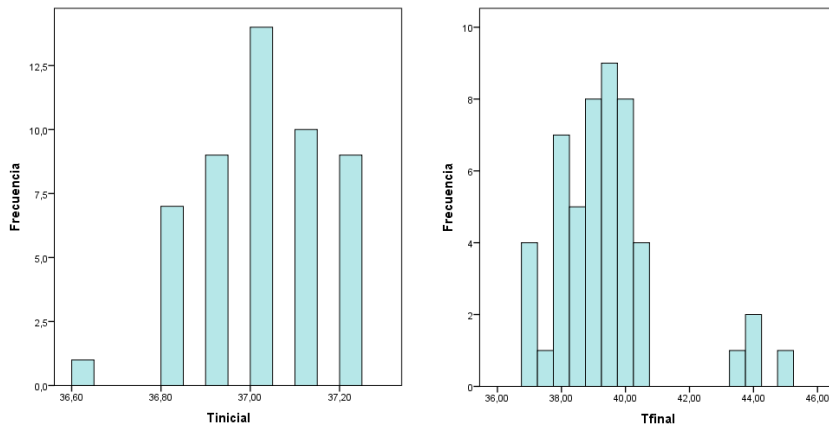


Figura 5.59. Histograma de temperatura inicial y final.

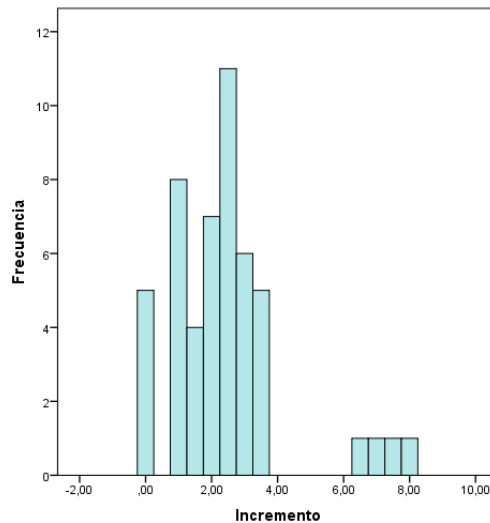


Figura 5.60. Histograma de incremento de temperatura.

5.3.2. COMPARACIÓN DE LA TEMPERATURA INICIAL Y TEMPERATURA FINAL EN TODOS LOS GRUPOS DE FORMA CONJUNTA.

Para determinar la existencia de diferencias entre temperatura inicial y temperatura final de forma conjunta se empleó la prueba de contraste de medias para muestras independientes T-Student para muestras relacionadas, comprobando previamente la distribución normal de la muestra y la homogeneidad de las varianzas de las puntuaciones para cada variable independiente a través de los test de Kolmogorov-Smirnov y Levene.

Aunque se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre temperatura inicial ($M=37,0020$, $SD=,14213$) y temperatura final ($M=39,4140$, $SD=1,73758$), $t(49) = -9,754$, $p = ,000$ (tabla 5.18; figura 5.61), nunca se llegó a superar los $5,5^\circ$ de diferencia descritos en la literatura como el umbral necesario para producir daño pulpar.

Tabla 5.18. Comparación de la temperatura inicial y final de forma conjunta.

		Media	N	SD	t	p
Par 1	T inicial	37,0020	50	,14213	-9,754	,000
	T final	39,4140	50	1,73758		

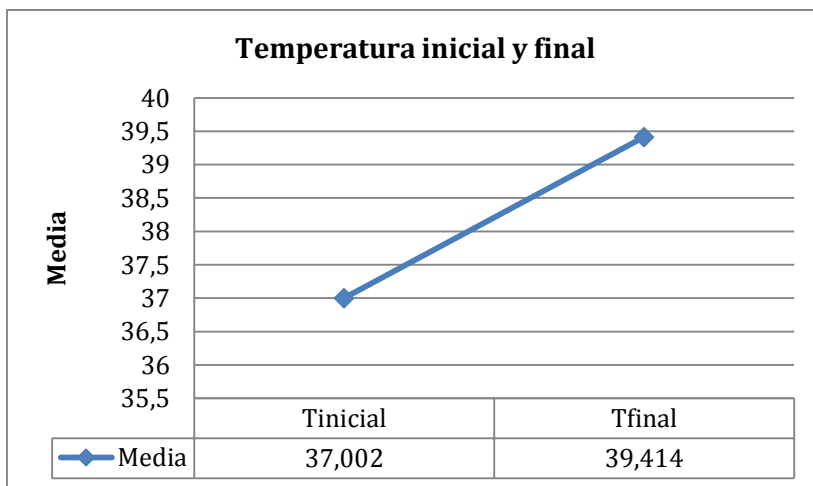


Figura 5.61. Comparación de la temperatura inicial y final de forma conjunta.

5.3.3. COMPARACIÓN DE LA TEMPERATURA INICIAL POR GRUPOS.

Para analizar la existencia de diferencias en la temperatura inicial de los diferentes grupos se empleó la prueba de contraste no paramétrica U Mann Whitney, ya que no cumplieron los supuestos de normalidad.

La prueba indica que no existen diferencias significativas en cuanto a la temperatura inicial entre los grupos de incisivos, caninos, premolares y molares, tal y como se observa en la tabla 5.19 ($H=,237$, $p=,971$).

Tabla 5.19. Comparación de la temperatura inicial por grupos

	N	Rango promedio	Chi-cuadrado	p
Incisivo	13	27,15		
Canino	12	24,92	,237	,971
Premolar	13	24,92		
Molar	12	24,92		

5.3.4. COMPARACIÓN DE LA TEMPERATURA FINAL POR GRUPOS.

No se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en la temperatura final entre los grupos de incisivos ($M=37,0077$, $SD=,17541$), caninos ($M=37,0000$, $SD=,13484$), premolares ($M=37,0000$, $SD=,13540$) y molares ($M=37,0000$, $SD=,13484$) $F(3,49)=,009$, $p=,999$ (tabla 5.20).

Tabla 5.20. Comparación de la temperatura final por grupos

	N	Media	SD	F	Sig.
Incisivo	13	37,0077	,17541		
Canino	12	37,0000	,13484	,009	,999
Premolar	13	37,0000	,13540		
Molar	12	37,0000	,13484		

5.3.5. COMPARACIÓN DE LA TEMPERATURA INICIAL Y FINAL SEGÚN LA POTENCIA Y FRECUENCIA.

Para determinar la existencia de diferencias entre la temperatura inicial y la temperatura final según la potencia y frecuencia utilizada, se empleó la prueba de contraste de medias para muestras emparejadas T-Student para muestras relacionadas, comprobando previamente la distribución normal

de la muestra y la homogeneidad de las varianzas de las puntuaciones para cada variable independiente a través de los test de Kolmogorov-Smirnov y Levene (tabla 5.21).

No se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas cuando la Potencia = 150 mW y la Frecuencia = 1000 Hz entre la temperatura inicial (M=37,0500, SD=,12910) y la temperatura final (M=37,1750, SD=,17078), $t = -2,611$, $p = ,080$. Seguramente esto se deba a la escasa potencia utilizada, ya que el aumento de temperatura es mínimo comparado con el resto de potencias aplicadas.

Por el contrario, sí se mostraron diferencias estadísticamente significativas cuando la Potencia = 1000 mW y la Frecuencia = 5000 Hz entre la Temperatura inicial (M=36,9500, SD=,19149) y la Temperatura final (M=44,2500, SD=,66583), $t = -21,845$, $p = ,000$.

Esta frecuencia se aplicó exclusivamente a un diente de cada grupo con la finalidad de comprobar que dicha variable aumentaba de forma significativa, superando el límite dañino para el tejido pulpar.

En cambio, no existen diferencias estadísticamente significativas cuando la Potencia = 2000 mW y la Frecuencia =

500 Hz entre la temperatura inicial (M=37,0750, SD=05000) y la temperatura final (M=38,1750, SD=,90323), $t = -2,557$, $p = ,083$.

En cambio, si existen diferencias estadísticamente significativas cuando la Potencia = 2000 mW y la Frecuencia = 1000 Hz entre la temperatura inicial (M=36,9947, SD=,14510) y la temperatura final (M=39,2711, SD=79794), $t = -18,136$, $p = ,000$.

Este parámetro de frecuencia fue a su vez el que mejor grado de microfusión presentó en combinación con diferentes valores de potencia, inclusive el aplicado en esta prueba.

Tabla 5.21. Comparación de la temperatura inicial y final según la potencia y frecuencia.

		Media	N	SD	t	p
Potencia = 150, Frecuencia = 1000	Tinicial	37,0500	4	,12910	-2,611	,080
	Tfinal	37,1750	4	,17078		
Potencia = 1000, Frecuencia = 5000	Tinicial	36,9500	4	,19149	-21,845	,000
	Tfinal	44,2500	4	,66583		
Potencia = 2000, Frecuencia = 500	Tinicial	37,0750	4	,05000	-2,557	,083
	Tfinal	38,1750	4	,90323		
Potencia = 2000, Frecuencia = 1000	Tinicial	36,9947	38	,14510	-18,136	,000
	Tfinal	39,2711	38	,79794		

5.3.6. COMPARACIÓN DE LA TEMPERATURA INICIAL Y FINAL POR GRUPOS.

De forma general se mostraron diferencias estadísticamente significativas en el grupo de incisivos respecto a la temperatura inicial ($M=37,0077$, $SD=,17541$) y temperatura final ($M=38,5308$, $SD=1,65297$), $t = -3,443$, $p =,005$ (tabla 5.22; figura 5.62).

En el grupo de caninos se mostraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la temperatura inicial

(M=37,0000, SD=,13484) y temperatura final (M=40,3000, SD=1,82109), $t = -6,296$, $p = ,000$.

En el grupo de premolares también existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la temperatura inicial (M=37,0000, SD=,13540) y temperatura final (M=39,5692, SD=1,45223), $t = -6,202$, $p = ,000$.

También existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de molares en cuanto a la temperatura inicial (M=37,0000, SD=,13484) y temperatura final (M=39,3167, SD=1,74191), $t = -4,430$, $p = ,001$.

Tabla 5.22. Comparación de temperatura inicial y final por grupos.

		Media	N	SD	t	p
Incisivo	Tinicial	37,0077	13	,17541	-3,443	,005
	Tfinal	38,5308	13	1,65297		
Canino	Tinicial	37,0000	12	,13484	-6,296	,000
	Tfinal	40,3000	12	1,82109		
Premolar	Tinicial	37,0000	13	,13540	-6,202	,000
	Tfinal	39,5692	13	1,45223		
Molar	Tinicial	37,0000	12	,13484	-4,430	,001
	Tfinal	39,3167	12	1,74191		

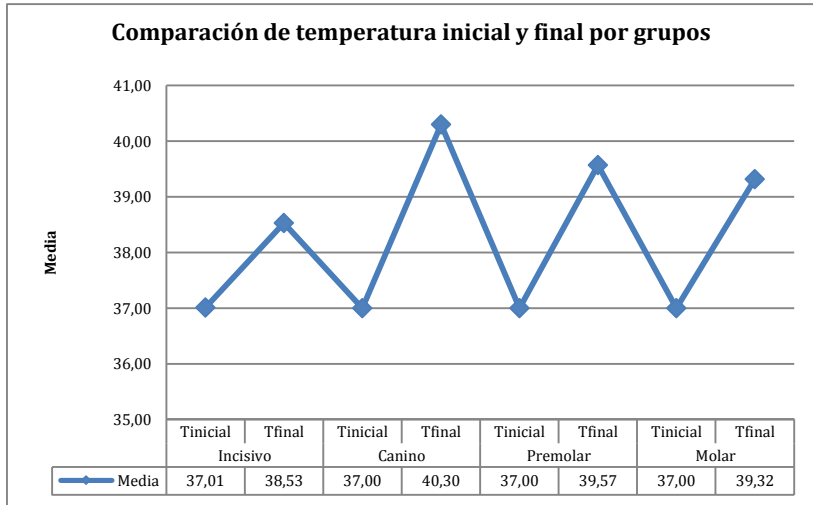


Figura 5.62. Comparación de temperatura inicial y final por grupos.

5.3.7. COMPARACIÓN TEMPERATURA INICIAL Y FINAL POR GRUPOS CON POTENCIA Y FRECUENCIA ESPECÍFICOS.

Se realizaron pruebas específicas con los parámetros de Potencia = 2000 mW y Frecuencia = 1000 Hz, ya que en el caso de la potencia fue la mayor utilizada, y con ella se obtuvo un buen grado de microfusión, mientras que la frecuencia resultó ser la ideal para obtener un grado de microfusión cercano al 100% (tabla 5.23).

Se mostraron diferencias estadísticamente significativas en el grupo de incisivos respecto a la temperatura inicial

(M=36,9700, SD=,18288) y temperatura final (M=38,1700, SD=,23594), $t = -26,833$, $p = ,000$.

En el grupo de caninos se mostraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la temperatura inicial (M=37,0000, SD=,15000) y temperatura final (M=40,2444, SD=20683), $t = -37,387$, $p = ,000$.

En el grupo de premolares también existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la temperatura inicial (M=37,0100, SD=,13703) y temperatura final (M=39,5200, SD=,33267), $t = -34,052$, $p = ,000$.

También existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de los molares en cuanto a la temperatura inicial (M=37,0000, SD=,12247) y temperatura final (M=39,2444, SD=,23511), $t = -31,644$, $p = ,000$.

Estas diferencias de temperatura, siendo en todos los grupos estadísticamente significativas, se encuentran muy alejadas del límite de incremento de temperatura (5,5°) dañino para la pulpa.

Tabla 5.23. Comparación de temperatura inicial y final con Potencia = 2000 mW y Frecuencia = 1000 Hz.

		Media	N	SD	t	p
Incisivo	Tinicial	36,9700	10	,18288	-26,833	,000
	Tfinal	38,1700	10	,23594		
Canino	Tinicial	37,0000	9	,15000	-37,387	,000
	Tfinal	40,2444	9	,20683		
Premolar	Tinicial	37,0100	10	,13703	-34,052	,000
	Tfinal	39,5200	10	,33267		
Molar	Tinicial	37,0000	9	,12247	-31,644	,000
	Tfinal	39,2444	9	,23511		

DISCUSIÓN

“El objeto de toda discusión no debe ser el triunfo, sino el
progreso”

Joseph Joubert (1754-1824)

Ensayista y moralista francés

6. DISCUSIÓN.

6.1. CAMBIOS ESTRUCTURALES Y MORFOLÓGICOS.

La aplicación del láser de Nd:YAG fue utilizado inicialmente para el tratamiento de la caries, pero como resultado de diferentes investigaciones y estudios realizados con el mismo, su acción se ha ido delimitando sobre los tejidos blandos gracias a que se absorbe muy bien por estos mismos, aunque también se ha producido un mayor uso en campos como la endodoncia y periodoncia debido principalmente a su gran poder descontaminante. Es por esto que no son muchos los artículos que han estudiado los efectos del láser de Nd:YAG sobre el esmalte dental, pero si se han encontrado algunos con unos resultados similares a los nuestros, y en la mayoría de los casos, con resultados muy distintos.

Varios estudios realizados por Marquez y cols. (1992), Quintana y cols. (1992) mediante un láser de Nd:YAG pulsante (150 ns) con un diámetro de spot de 3 mm, una frecuencia de 5.000 Hz y un tiempo de exposición de 5 segundos, concluyeron que se podía producir microfusión del esmalte, así como una disminución de la permeabilidad del mismo y un aumento de tanto la dureza frente a la desmineralización como a la microdureza sub-superficial. Esto puede ser debido a que tanto

la duración del pulso del láser utilizado por dichos autores como por el nuestro es similar, 150 ns y 190 ns respectivamente, siendo una duración mucho más corta que la utilizada por la mayoría de los estudios que se realizan con este tipo de láser, ya que en estos se sirven de láseres comercializados por diferentes fabricantes y que presenta una duración de pulso de 120 a 300 μ s.

Bedini y cols. (2010) en su estudio aplicaron una potencia que oscilaba entre 600, 1.200 o 2.400 mW para un tiempo de exposición de 15 segundos (con una duración de pulso de 10 μ s) y unas frecuencias de 10 o 15 Hz, y concluyeron que con potencias bajas (660 mW) se puede producir una microfusión del esmalte, preservando su integridad y llegando a reducir la desmineralización del esmalte; pero por el contrario, con potencias altas (1.200 mW y 2.400 mW) se producen cráteres y grietas, no siendo indicado para producir una microfusión del esmalte, pero si para crear una superficie de retención adecuada para el uso de selladores o resinas. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en nuestro estudio, ya que a potencias y frecuencias similares, el grado de microfusión obtenido es superior al 90%, incluso con un tiempo de exposición inferior (10 segundos).

Majori y cols. (2005) realizaron un estudio muy similar al de Bedini y cols. (2010) con una anterioridad de cinco años, en el que usando los mismos parámetros que estos de energía, duración de pulso y frecuencia, pero con un tiempo de exposición algo mayor, 20 segundos, obtuvieron resultados muy similares. Estos autores concluyen que el tratamiento con láser genera un aumento de la temperatura (por encima de los 1.000°C) y algunos cambios morfológicos en la estructura del esmalte como grietas y cráteres muy visibles, más evidentes cuanto más altos son los niveles de energía aplicada; por el contrario, cuanto menor energía se aplica, esto conduce a unas áreas de superficie tipo “cristal” más ásperas en el que las micro-grietas aún no están presentes, con el aumento de la evaporación del agua y la descomposición de proteínas.

Por el contrario, Cernavin (1995) utilizó un láser con una potencia de 3.000 mW, una frecuencia de 10 Hz y una duración de pulso de 70 μ s, obteniendo como resultado la formación de cráteres de tamaños incluso superiores a los 200 μ m. Desaconseja por tanto el uso del láser de Nd:YAG sobre la superficie tanto del esmalte como de la dentina por el poco control sobre la acción que produce, así como porque para poder utilizarlo tuvo que usar un colorante absorbente negro como iniciador, el cual se quedó atrapado entre el área tratada y no tratada. Este tipo de agente negro utilizado en varios artículos

como iniciador previo al uso del láser supone un gran problema, ya que penetra dentro de los espacios interprismáticos del esmalte, siendo prácticamente imposible su posterior extracción. La justificación de su uso se basaba en que el color negro absorbe sin apenas reflexión todo tipo de irradiación, mientras que los colores claros producen el efecto contrario. Este inconveniente lo superamos mediante el uso de ácido ortofosfórico al 37% en la superficie del esmalte, ya que al producir una aspereza superficial, mate, sin brillo, la radiación láser es mejor absorbida sin los inconvenientes estéticos del agente negro.

Hashiguchi y cols. (1990) estudiaron los cambios estructurales que se producían mediante la aplicación del láser con una potencia de 10.000 mW, un spot de 3 mm y una frecuencia de pulso de 10 ms, con dos diferentes aplicaciones de 400 y 800 pulsos, es decir, 4 y 8 segundos respectivamente. En la aplicación de 400 pulsos no encuentra diferencias estructurales entre las zonas donde se aplicó el láser y en las que no, mientras que en la de 800 pulsos dichas diferencias fueron mínimas. Estos resultados se contraponen totalmente a los obtenidos en este trabajo, ya que uno de los dos parámetros que ha demostrado ser dependiente del grado de microfusión como es la potencia, en este caso cuadruplica la máxima usada en nuestro estudio, con unos tiempos de exposición inferiores pero

suficientes para haber producido algún tipo de cambio estructural, aunque este bien hubiese sido dañino para la superficie del esmalte.

Este autor concluye, por tanto, que es muy difícil técnicamente determinar que tipo o grado de descomposición se produce en la superficie del diente. Estas dificultades técnicas se han visto resueltas con la aparición de las nuevas tecnologías láser y la posibilidad de modificar con mayor rango y número los diferentes parámetros del mismo, así como la aparatología para diagnóstico y medición de los resultados, así como cambios y modificaciones estructurales.

En nuestros resultados, con tiempos de exposición de 10 segundos no se han obtenido prácticamente ningún caso de grietas y/o defectos estructurales, mientras que en las pruebas realizadas con un tiempo de exposición de 20 segundos se han podido observar que con frecuencias de 5.000 Hz se llegan a producir algunas grietas superficiales. Souza y cols. (2009) obtuvieron gránulos de esmalte fundido en su estudio con una potencia de 1.000 mW y una frecuencia de 10 Hz, llegando a obtener dicho esmalte un aspecto “derretido” y concediéndole una mayor resistencia a la desmineralización.

Se han obtenido grados de microfusión alto (del 90 al 100%), con un abanico amplio de valores de los parámetros.

Esto puede ser debido al grado de permeabilidad inicial e intrínseco de cada diente. Se ha llegado a obtener una microfusión del 100% de la superficie irradiada con potencias bajas de 50 a 200 mW y una frecuencia también baja de 50 Hz para un tiempo de exposición de 10 segundos.

Aunque estos resultados son puntuales, y seguramente debido a que las muestras irradiadas presentaban una permeabilidad menor de lo habitual, los valores promedios que presentaron mejor grado de microfusión fueron con una potencia de 800 a 2.000 mW y con frecuencias de 500 o 1.000 Hz. Con estos parámetros podemos asegurarnos que el grado de microfusión que vayamos a obtener será de los más altos.

Siendo los porcentajes de microfusión obtenidos en los test 3 y 4 muy altos para una frecuencia de 5.000 Hz, superando en casi todas las muestras el 90%, hay que tener en cuenta que con estos parámetros, tal y como se refleja en el epígrafe 5.3 de resultados, el aumento de la temperatura es demasiado alto y suficiente para producir daño a nivel pulpar, por lo que no recomendamos la utilización de los mismos, siempre intentado utilizar los valores de potencia y frecuencia más bajos para obtener el porcentaje de microfusión más alto.

Los resultados obtenidos en este trabajo relacionan de forma directa que las variables por las que depende

principalmente el grado de microfusión del esmalte y la calidad de este son la potencia y el tiempo de exposición

6.2. CLASIFICACIÓN SEGÚN EL GRADO DE MICROFUSIÓN.

A fecha de hoy, no hemos encontrado artículos publicados en la literatura científica que clasifiquen la microfusión del esmalte. Son muchos los que hablan sobre la mejor o peor pérdida de la configuración prismática sin llegar a definirla de forma gradual según su intensidad y cambios morfológicos producidos.

En este trabajo de investigación *in vitro*, la clasificación de los grados de microfusión se ha realizado en base a las imágenes del SEM de la superficie del esmalte, según se ha indicado en el epígrafe 5.2 de resultados.

En un trabajo científico *in vivo*, que no es éste el caso, posiblemente se podría objetivar al máximo equiparando cada grado de microfusión con la medición digital de la fluorescencia de los dientes, quedando este tipo trabajo pendiente de realizar ya que tampoco existe como antecedente publicación alguna.

6.3. CAMBIOS TÉRMICOS.

Es importante mencionar que son pocos los artículos que estudian los cambios térmicos en la pulpa mediante la aplicación del láser de Nd:YAG sobre la superficie del esmalte, ya que este tipo de láser, por sus características, tiene un mayor uso en tejidos blandos ya que es bien absorbido por los tejidos pigmentados, al tener afinidad por la melanina, lo que posibilita una aplicación clínica clara como es el corte y la coagulación sobre los tejidos blandos.

Los cambios de temperatura que se produjeron fueron inferiores a los 5.5°C descritos en la literatura como umbral máximo permitido para no producir lesiones pulpares (Nammour y cols., 2010; Lin y cols., 2010; Lina y cols., 2010; Carrasco y cols., 2008) en todas las pruebas realizadas con potencia de 2.000 mW, frecuencia de 1.000 Hz y tiempo de exposición de 10 segundos. Solamente en las pruebas realizadas con potencia de 1.000 mW y frecuencia de 5.000 Hz se comprobó que la temperatura subía por encima de los 6.7°C, mientras que en las realizadas con potencia de 150 mW y frecuencia de 1.000 Hz la temperatura apenas sufrió ningún tipo de variación. Estos resultados se oponen a los obtenidos por Fraunhofer y Allen (1993) en los que la temperatura pulpar supera los 6°C para un tiempo de exposición de 12 segundos,

una potencia que oscila entre los 1.000 a 3.000 mW y una frecuencia de 20 Hz. Esto puede ser debido a que el láser utilizado por estos autores trabaja con una duración de pulso de 150 μ s, mientras que el utilizado para este trabajo es de 0.19 μ s.

Por el contrario, White y cols. (1994) obtienen resultados similares a los nuestros para un tiempo de exposición de 10 segundos, potencia hasta de 1.000 mW y frecuencia de 10 Hz. Así mismo, estos mismos autores describen como a parámetros superiores (máximo 3.000 mW y frecuencia de hasta 20 Hz), la temperatura pulpar subía desde los 5.3°C hasta los 27.5°C, utilizando un láser con una duración de pulso de 150 μ s.

Probablemente estos resultados obtenidos de un aumento de temperatura tan bajo o casi mínimo se deba al haber utilizado un láser con unas características propias, siendo un prototipo de última generación, en el cual la mayoría de los parámetros tales como frecuencia y potencia son modificables teniendo una duración de pulso ultracorto de 0.19 μ s. La mayoría de los láseres de Nd:YAG que se comercializan en el mercado presenta una duración de pulso que oscila entre 120 μ s y 300 μ s, con una frecuencia de 10 Hz a 50 Hz, teniendo muy limitada la forma de aplicación, y siendo ésta insuficiente para obtener unos resultados mínimos favorables en cuanto a la

microfusión de la superficie del esmalte sin producir un aumento de la temperatura pulpar que produzca daños irreversibles.

En otro estudio de Valério y cols. (2015) realizado sobre dientes primarios con un láser de Nd:YAG a potencia de 800 mW y frecuencia de 10 Hz con un tiempo de exposición de 30 segundos, obtuvieron un aumento de temperatura de 26,9°C para un pulso de 350 μ s, 27,3°C para un pulso de 700 μ s y de 23,1°C para un pulso de 10.000 μ s. Concluyen que la duración del pulso aumenta de forma considerable la temperatura pulpar, sin estar influenciado por las diferentes duraciones de pulso. Esto es debido a que incluso en la duración de pulso más corta (300 μ s) se produce un aumento de temperatura, sigue siendo una duración de pulso mucho más larga que la utilizada en nuestro trabajo, por lo que se confirma que la duración de pulso es uno de los factores que producen un aumento de la temperatura pulpar, pero también lo es el tiempo de exposición, siendo en este caso mucho mayor que en nuestro trabajo o en los de otros autores antes mencionados.

Aunque no hemos encontrado bibliografía al respecto de la influencia sobre el aumento de la temperatura del tipo de diente, nuestros resultados muestran que para las mismas condiciones de aplicación del láser, los caninos tienden a elevar más su temperatura que el resto de los dientes estudiados.

CONCLUSIONES

“La vida es el arte de sacar conclusiones suficientes a partir
de datos insuficientes”

Samuel Butler (1835-1902)

Novelista inglés

7. CONCLUSIONES.

Las conclusiones del presente estudio son las siguientes:

1. Los parámetros que han demostrado tener mayor influencia a la hora de obtener un mejor grado de microfusión superficial son la potencia y el tiempo de exposición.
2. No se ha podido establecer unos valores ideales para la obtención de los mejores grados de microfusión, ya que depende de varios factores como su permeabilidad o la superficie a tratar, pero si se ha demostrado que con potencia de 800 a 2.000 mW y una frecuencia de 500 o 1.000 Hz para un tiempo de exposición de 10 segundos, el porcentaje de microfusión se aproxima al 90-100%.
3. Se ha podido definir una clasificación de los diferentes grados de microfusión producidas por el láser de Nd:YAG tales como:
 - Grado I: microfusión inferior al 60%
 - Grado II: microfusión del 60% - 70%
 - Grado III: microfusión del 70% - 80%
 - Grado IV: microfusión del 80% - 90%
 - Grado V: microfusión del 90% - 100%

4. Los cambios térmicos en el interior del diente producidos por la aplicación del láser en la superficie del esmalte son mínimos y poco significativos como para producir daño a nivel pulpar.

BIBLIOGRAFIA

“Que otros se jacten de las páginas que han escrito; a mi me
enorgullecen las que he leído”

Jorge Luis Borges (1899-1986)

Escritor argentino

8. BIBLIOGRAFÍA.

ANTUNES A, DE ROSSI W, ZEZEEL DM (2006). Spectroscopic alterations on enamel and dentin after nanosecond Nd:YAG laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc* 64: 1142-1146.

ANTUNES A, VIANNA SS, GOMES ASL, DE ROSSI W, ZEZEEL DM (2005). Surface morphology, elemental distribution, and spectroscopic changes subsequent the application of nanosecond pulsed Nd:YAG laser on dental enamel surface. *Laser Physics Letters* 2: 141–147.

BACHMAN L, CRAIEVICH AF, ZEZEEL DM (2004). Crystalline structure of dental enamel after Ho:YLF laser irradiation. *Arch Oral Biol* 49: 923-929.

BADER C, KREJCI I (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent* 19: 178-186.

BEDINI R, MANZON L, FRATTO G, PECCI R (2010). Microhardness and morphological changes induced by Nd:YAG laser on dental enamel: an in vitro study. *Ann Ist Super Sanita* 46: 168-172.

BERLIEN HP, MÜLLER GJ (2003). *Applied Laser Medicine*. Springer-Verlag, Berlin.

BIRANG R, POURSAMIMI J, GUTKNECHT N, LAMPERT F, MIR M (2007). Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG and Er:YAG laser in dentin hypersensitivity treatment. *Lasers Med Sci* 22: 21-24.

BIRANG R, YAGHINI J (2006). Comparative evaluation of dentine surface changes following Nd:YAG laser irradiation by SEM. *Dental Research Journal* 3.

BORISOVA E, UZUNOV TZ, AVRAMOV L (2006). Investigation of dental caries using laser and light-induced autofluorescence methods. *Bulg J of Phys* 33: 55-67.

BURKES EJ, HOKE J, GOMES E, WOLBARSH M (1992). Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* 67: 847-851.

CAKAR G, KURU B, IPCI SD, AKSOY ZM, OKAR I, YILMAZ S (2008). Effect of Er:YAG and CO₂ lasers with and without sodium fluoride gel on dentinal tubules: a scanning electron microscope examination. *Photomed Laser Surg* 26: 565-57.

CARRASCO TG, CARRASCO-GUERISOLI LD, FRÖNER IC (2008). In vitro Study of the pulp chamber temperature rise during light-activated bleaching. *J Appl Oral Sci* 16: 355-359.

CASTELLAN CS , LUIZ AC, BEZINELLI LM, LOPES RMG, MENDES FM, DE PAULA C, DE FREITAS PM (2007). In vitro evaluation of enamel demineralization after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on primary teeth. *Photomed Laser Surg* 25: 85-90.

CATHERINOT A, DAMIAN D, CHAMPEAUX C, GIRAULT G (1991). *Laser de puissance et traitement des matériaux*. Ed. A. B. Vannes, Presses Polytechniques et universitaires romandes.

CERNAVIN I (1995). A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel. *Aust Dent J* 40: 79-84.

CHEUNG JT, SANKUR H (1988). Growth of thin films by laser induced evaporation. *Crit Rev Solid State Mater Sci* 15: 63-109.

CHINELATTI MA, RAUCCI-NETO W, CORONA SAM, PALMA-DIBB RG (2010). Effect of erbium:yttrium–aluminum–garnet laser energies on superficial and deep dentin microhardness. *Lasers Med Sci* 25: 317-324.

CHRYSSOLOURIS G (1991). Laser Machining, theory and practice. Springer-Verlag, New York.

COOPER M (1998). Laser cleaning in conservation: an introduction. Butterworth Heinemann, Oxford.

CORRÊA A.C, BAUDICHON F, ORMENI V, GUTKNECHT N, DE PAULA C (2005). Effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on dentin permeability in root surfaces: a preliminary in Vitro study. Photomed Laser Surg 23: 504–508.

CSELE M (2004). Fundamentals of light sources and lasers, Wiley-Interscience.

DAVIS WL (1988). Histología y embriología bucal. 1ª edición. México: ed. Interamericana McGraw-Hill.

DEDERICH D.N, BUSHICK R.D (2004). Lasers in dentistry. Separating science from hype. J Am Dent Assoc 135: 204-212.

DOSTALOVA T, KREJSA O, JELINKOVA H, HAMAL K (1994). The evaluation of the cavity margins after Er:YAG laser ablation of the enamel and dentin. In: Bown SG, Escourrou J, Frank F, editors. Medical applications of lasers II. SPIE 2327:87-98.

DOUKAS AG, ZWEIG AD (1992). Characterization of plasma induced shock waves. *Laser-Tissue Interaction III*. SPIE 1646: 275-283.

EISENMANN DR (1992). Estructura del esmalte. En *histología oral. Desarrollo, estructura y función*. Ten Cate AR. 2ª edición. Buenos Aires: ed. Panamericana. Capítulo 12: 252-273.

FEATHERSTONE J.D.B, FRIED D (2001). Fundamental interactions of lasers with dental hard tissues. *Med Laser Appl* 16: 181-194.

FEATHERSTONE J.D.B, NELSON D.G.A (1987). Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1: 21-26.

FEATHERSTONE J.D.B, TEN CATE J.M, SHARIATI M, ARENDS J (1983). Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries Res* 17: 385-391.

FIROOZMAND L. M, DA SILVA A. P, GOMES TORRES C. R (2007). Evaluation of subsurface dentin microhardness after Er: yttrium-aluminum-garnet and Nd: yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Laser Appl* 19: 185-188.

FOTAKIS C (2006). Lasers in the preservation of cultural heritage; principles and applications. Taylor & Francis, New York.

FRIED D, BORZILLARY SF, GLENA RE, FEATHERSTONE JDB, SEKA W (1997). Permanent and transient changes in the reflectance of CO₂ laser irradiated dental hard tissues at $l = 9.3, 9.6, 10.3, 10.6$ mm and at fluences of 1-20 J/cm². Lasers Surg Med 20: 22-31.

FRIED D, BORZILLARY SF, MCCORMACK SM, GLENA RE, FEATHERSTONE JDB, SEKA W (1994). Thermal effects of CO₂ laser irradiated dental enamel at 9.3, 9.6, 10.3, 10.6 mm. Laser in Surgery: Advanced characterization, therapeutics and system IV 2128: 319-328.

FRIED D, MURRAY MW, FEATHERSTONE JDB, AKRIVOU M, DICKENSON KM, DIHN C, OJEDA OP (1999). Dental hard tissue modification and removal using sealed TEA lasers operating at $l = 9.6$ mm. Lasers in Dentistry V. SPIE 3593: 196-203.

GLENN VA (2004). Erbium lasers in dentistry. Dent Clin N Am 48: 1017-1059.

GOMEZ DE FERRARIS ME, CAMPOS MUÑOZ A (2009). Esmalte. En histología, embriología e ingeniería tisular bucodental. 3ª edición. Madrid: ed. Médica Panamericana. Capítulo 12: 291-332.

GÖTZ T, BERGT M, HOHEISEL W, TRÄGER F, STUKE M (1996). Laser ablation of metals: the transition from non-thermal processes to thermal evaporation. Applied Surface Science 96-98: 280-286.

HARAZAKI M, HAYAKAWA K, FUKUI T, ISSHIKI Y, POWELL L.G (2001). The Nd:YAG laser is useful in prevention of dental caries during orthodontic treatment. Bull Tokyo Dent Coll 42: 79-86.

HASHIGUCHI K, HASHIMOTO K (1990). Effect of Nd:YAG laser irradiation on human dental enamel. Okajimas Folia Anat Jpn 67: 271-280.

HIBST R, KELLER U (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med 9: 338-344.

HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, JELINEK M, BÁRTOVÁ J, PESAKOVÁ V, ADAM M (1998). Anthology of optimal properties for coated titanium implants with hidroxyapatite layer formed by pulsed deposition technique. Medical Applications of Lasers in Dermatology, Cardiology, Ophthalmology, and Dentistry II. SPIE 3564: 221-230.

HITZ B, EWING JJ, HECHT J (2001). Introduction to laser technology. Third edition, IEEE press.

HOSSAIN M, NAKAMURA Y, KIMURA Y, YAMADA Y, ITO M, MATSUMOTO K (2000). Caries prevention effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. J. Clin. Lasers Med Surg 18: 61-65.

HUSEIN A (2006). Applications of lasers in dentistry: A Review. Arch Orofac Sci 1: 1-4.

JACOBO C (2011). Estudio in vitro de cuatro adhesivos autograbantes en Ortodoncia: capacidad adhesiva y propiedades antibacterianas. Tesis Doctoral.

KHOSROSHAHI ME, ATAI M, NOURBAKHSI MS (2008). Photopolymerization of dental resin as restorative material using an argon laser. Lasers Med Sci 23: 399-406.

KIKUO K (1994). Basic and clinical research in the prevention of dental caries using the Nd:YAG laser. 4th International Congress on Lasers in Dentistry 19-28.

KORYTNICKI D, PINTO ALVES MAYER M, DARONCH M, DA MOTTA SINGER J, MIRANDA GRANDE R. H (2006). Effects of Nd:YAG laser on enamel microhardness and dental plaque composition: An in situ study. *Photomed Laser Surg* 24: 59-63.

KUMAROTO JR. M, MATSON E, TURBINO L, MARQUES R.A (2001). Microhardness of Nd:YAG laser irradiated enamel surfaces. *Braz Dent J* 12: 31-33.

KWON Y, LEE J, CHOI Y, LEE J.M, SONG K (2005). Change of enamel after Er:YAG and CO₂ laser irradiation and fluoride treatment. *Photomed Laser Surg* 23: 389–394.

LIN M, LIU QD, KIM T, XU F, BAI BF, LU TJ (2010). A new method for characterization of thermal properties of human enamel and dentine: influence of microstructure. *Infrared Phys Techn* 53: 457-463.

LINA M, XUB F, LUA TJ, BAIC BF (2010). A review of heat transfer in human tooth experimental characterization and mathematical modelling. *Dent Mater* 26: 501-513.

LIU JF, LIU Y, STEPHEN HC (2006). Optimal Er:YAG laser energy for preventing enamel demineralization. *J Dent* 34: 62-6.

MAGALHÃES AC, RIOS D, APARECIDA M, MOURA S, ZANIRATO RF, BAGNATO VS, RABELO MA (2008). Effect of Nd:YAG irradiation and fluoride application on dentine resistance to erosion in Vitro. *Photomed Laser Surg* 26: 559-563.

MAJORI M, MANZON, PANE S, BEDINI R (2005). Effects of Nd:YAG laser on dental enamel. *J Appl Biomater Biom* 3: 128-133.

MALMSTRÖM HS, MACCORMACK SM, FRIED D, FEATHERSTONE JDB (2001). Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent* 29: 521-529.

MÁRQUEZ F, QUINTANA E, ROCA I, SALGADO J, TORRES V (1992). Some observations on the effect produced by Nd:YAG laser on human dental enamel: a scanning electron microscopy study. *Laser in Medicine. Proceedings of the 10th International Congress*: 279-282.

MÁRQUEZ F, QUINTANA E, ROCA I, SALGADO J, TORRES V (1993). Physical-mechanical effects of Nd:YAG laser on the surface of sound dental enamel. *Biomaterials* 14: 313-316.

MIGLIORE L (ed. 1996), *Laser Material processing*, Marcel Dekker Inc., New York.

MOREIRA P, SOARES-GERALDO D, BIELLA-SILVA A.C, VERNA A, LOPES DA SILVEIRA B, DE PAULA C (2007). Intrapulpal temperature variations during ER, CR:YSGG enamel irradiation on caries prevention. *J Appl Oral Sci* 16: 95-99.

MOSHONOV J, STABHOLZ A, BAR-HILEL R, PERETZ B (2005). Chemical analysis and surface morphology of enamel and dentin following 9.6 μ CO₂ laser irradiation versus high speed drilling. *J Dent* 33: 427-32.

MULLEJANS R, EYRICH G, RAAB WH, FRENTZEN M (2002). Cavity preparation using a superpulsed 9.6 microm CO₂ laser. A histological investigation. *Laser Surg. Med* 30: 331-6.

NAMMOUR S, ZEINOUN T, BOGAERTS I, LAMY M, GEERTS SO, BOU SABA S, LAMARD L, PEREMANS A, LIMME M (2010). Evaluation of dental pulp temperature rise during photo-activated decontamination (PAD) of caries: as in vitro study. *Lasers Med Sci* 25: 651-654.

NIEMZ M.H (1996). Laser-tissue interactions, fundamentals and applications. Springer-Verlag, Berlin.

PAGHDIWALA MF (1993). Evaluation of erbium:YAG radiation of hard dental tissues: analysis of temperatura changes, depth of cuts and structural effects. Scanning Microsc 7: 989-897.

PALUMBO G, PRATESI R (2004). Lasers and current optical techniques in biology. European Society for Photobiology, Honk Kong.

PINI R, SALIMBENI R (2001). Tecniche e sistemi laser per il restauro dei beni culturali. Nardini Editore, Firenze.

PURDELL-LEWIS DJ, GROENEVELD A, ARENDS J (1976). Hardness tests on sound enamel and artificially demineralized white spot lesions. Caries Res 10: 201-215.

QUINTANA E, MÁRQUEZ F, ROCA I, TORRES V, SALGADO J (1992). Some morphologic changes induced by Nd:YAG laser on the noncoated enamel surface: a scanning electron microscopy study. Lasers Surg Med 12: 131-136.

RAJIV K, NARAYAN J (1990). Pulsed-laser evaporation technique for deposition of thin films: Physics and theoretical model. *Physical Review B* 41: 8843-8859.

RODRIGUES LK, NOBRE DOS SANTOS M, PEREIRA D, ASSAF AV, PARDI V (2004). Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent* 32: 531-40.

SARALEGUI A, GONZÁLEZ C (1997). Histología dental. En *patología y terapéutica dental*. García Barbero J. Madrid: ed. Síntesis. Capítulo 2: 41-59.

SASSOLI H (1998). L'ablation laser pour l'élaboration de dépôts à structure et composition complexes. Cas des tellurures conducteurs. Tesis doctoral.

SEKA W, FEATHERSTONE JDB, FRIED D, VISURI SR, WALSH JT (1996). Laser ablation of dental hard tissue, from explosive ablation to plasma-mediated ablation. *Laser in Dentistry* 12: 144-158.

SLUTZKY-GOLDBERG I, NUNI E, NASRALLA W, STABHOLTZ A, MOSHONOV J (2008). The effect of CO₂ laser on the permeability of dentinal tubules: a preliminary in Vitro Study. *Photomed Laser Surg* 26: 61-64.

SOUZA MR, WATANABE I, AZEBEDO L, TANJI EY (2009). Morphological alterations of the surface of enamel and dentin of deciduous teeth irradiated with Nd:YAG, CO₂ and Diode laser. *Int J Morphol* 27: 441-446.

SRIMANEEPONG V, PALAMARA JEA, WILSON PR (2002). Pulpal space pressure and temperature changes form Nd:YAG laser irradiation of dentin. *J Dent* 30: 291-296.

STEEN W.M (2003). *Laser material processing*, 3rd edition. Springer-Verlag, London.

STEINER-OLIVEIRA C, RODRIGUES LK, SOARES LE, MARTIN AA, ZECELL DM, NDOS SANTOS MN (2006). Chemical, morphological and termal effects of 10.6 microm CO₂ laser on the inhibition of enamel demineralization. *Dent Mater J* 25: 455-62.

STERN R, RENGER HL, HOWELL FV (1969). Laser effect on vital dental pulps. *Br Dent J* 127: 26-28.

STERN RH, SOGNAES RF, GOODMAN F (1966). Laser effect on in vitro enamel permeabilily and solubility. *J Am Dent Assoc* 78: 838-843.

TODEA C (2004). Laser applications in conservative dentistry. *TMJ* 54: 392-405.

TSAI CL, LIN YT, HUANG ST, CHANG HW (2002). In vitro Acid resistance of CO₂ and Nd-YAG laser-treated human tooth enamel. *Caries Res* 36: 423-429.

TÜRKMEN C, GÜNDAY M, KARAÇORLU M, BASARAN B (2000). Effect of CO₂, Nd:YAG , and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. *J Endod* 26: 644-648.

VALÉRIO RA, DA CUNHA VS, GALO R, DE LIMA FA, BACHMANN L, CORONA SAM, BORSATTO MC (2015). Influence of the Nd:YAG laser pulse duration on the temperature of primary enamel. *Sci World J*: 1-6.

VON FRAUNHOFER JA, ALLEN DJ (1993). Thermal effects associated with the Nd:YAG dental laser. *Angle Orthod* 63: 299-304.

WALSH LJ (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 48: 146-155.

WEBER MJ (2001). *Handbook of Lasers*. CRC Press LLC, Florida.

WHITE JM, FAGAN MC, GOODIS HE (1994). Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol* 65: 225-259.

WIGDOR H (2008). Basic physics of laser interaction with vital tissue. *Alpha Omegan* 101: 127-32.

WILLMOT PR, HUBER JR (2000). Pulsed laser vaporation and deposition. *Revof Mod Phys* 72: 315-328.

WILLMOTT PR, MANORAVI P, HOLLIDAY K (2000). Production and characterization of Nd,Cr:GSGG thin films on Si (001) grown by pulsed laser ablation. *Appl Phys A* 70: 425-429.

YOUNG HK, JIN-SOO L, YOUN-HEE CH, JAE-MOK L, AND KEUN-BAE S (2005). Change of enamel after Er:YAG and CO₂ laser irradiation and fluoride treatment. *Photomed Laser Surg* 23: 389-394.

ZABALETA D, ESPAÑA AJ, BERINI L, GAY C (2004). Aplicaciones del láser de Nd:YAG en Odontología. *RCOE* 9: 539-545.

ZAPLETALOVÁ ZK, PERINA JRJ, NOVOTNY R, CHMELÍČOKOVÁ H (2007). Suitable conditions for Sealing of open dentinal tubules using a pulsed Nd:YAG laser. *Photomed Laser Surg* 25: 495-499.

ZEZELL DM, GOMES H, APARECIDA P, DE PAULA C, POWELL GL (2009). Nd:YAG Laser in caries prevention: a clinical trial. *Lasers Surg Med* 41: 31–35.

ANEXO 1

D. Francesc Francés Bozal, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública, Ciencias de la Alimentación, Toxicología y Medicina Legal, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 29 de junio de 2015, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

"Estudio in vitro del láser de ND: Yag sobre la superficie del esmalte: efectos estructurales, cambios morfológicos y térmicos", número de procedimiento H1435005208298,

cuyo responsable es D. Vicente Manuel Torres Celda, dirigido por D. José Luis Gandía Franco, D. Vicente Torres Zaragoza y Dña. Rosa Mª Cibrian Ortiz de Anda, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a treinta de junio de dos mil quince.



ANEXO 2



**FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGIA
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA**

**DOCUMENTO DE INFORMACIÓN Y
CONSENTIMIENTO PARA EL PACIENTE
HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE (SUJETO DE
EXPERIMENTACIÓN)**

Yo _____ con DNI nº _____ he sido ampliamente informado del Trabajo de Investigación que va a ser llevado a cabo por el Odontólogo Vicente Manuel Torres Celda (colegiado nº 46002770) tutorizado por el Dr. José Luis Gandia Franco, que lleva por título *Estudio in vitro del láser de Nd:Yag sobre la superficie del esmalte: efectos estructurales, cambios morfológicos y térmicos*, y que tiene como objetivos principales determinar los parámetros de las diferentes irradiaciones aplicadas por el láser de Nd:YAG sobre la superficie del esmalte de un diente extraído, tales como potencia, diámetro de spot, tiempo de exposición, frecuencia, energía y energía acumulada, con la finalidad de obtener aquellos que presenten microfusión superficial.

Para dicho estudio se requiere un consentimiento informado que se adjunta a continuación. El paciente puede decidir no participar y retirarse en este estudio en cualquier momento del mismo. Este estudio realizado en la Unidad Docente de Ortodoncia del Departamento de Estomatología de la Universidad de Valencia, no está financiado por ningún organismo público ni privado.

La participación o no en el estudio no tiene ningún tipo de consecuencias ni de riesgos asociados para el paciente, ya que únicamente se van a utilizar sus registros diagnósticos. Se trata de un estudio cuya participación es gratuita y no remunerada.

En caso de necesitar aclaraciones o consultas al respecto, se me han facilitado datos de contacto (incluyendo teléfono) del investigador principal.

Valencia a , de de 2015

Firma paciente/padre/madre o tutor

Firma investigador/a

ANEXO 3



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGIA
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

COMPROMISO DE CONFIDENCIALIDAD

Yo _____ con DNI nº _____ he sido ampliamente informado del Trabajo de Investigación que va a ser llevado a cabo por el Odontólogo Vicente Manuel Torres Celda (colegiado nº 46002770) tutorizado por el Dr. José Luis Gandia Franco y consiento libremente que todos mis datos y registros diagnósticos sean utilizados exclusivamente con fines de investigación.

Asimismo, se me comunica el **derecho a acceder a la información** generada en el presente estudio.

Todos mis datos y registros diagnósticos recogidos serán tratados con absoluta **confidencialidad** por parte del personal encargado de la investigación. Asimismo, si los resultados del estudio fueran susceptibles de publicación en revistas científicas, en ningún momento se proporcionarán datos personales de los pacientes que han colaborado en esta investigación, tal y como contempla la **Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos**

de Carácter Personal, de 13 de diciembre (LOPD), podrá ejercer su derecho a acceder, rectificar o cancelar sus datos contactando con el investigador principal de este estudio.

Valencia a , de de 2015

Firma paciente/padre/madre o tutor

Firma investigador/a

ANEXO 4



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGIA
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo _____ con DNI
nº _____

RECONOZCO haber sido informado de los pormenores del estudio, en la hoja de información al paciente del Trabajo de Investigación que va a ser llevado a cabo por el Odontólogo Vicente Manuel Torres Celda (colegiado nº 46002770) tutorizado por el Dr. José Luis Gandia Franco, que lleva por título *Estudio in vitro del láser de Nd:Yag sobre la superficie del esmalte: efectos estructurales, cambios morfológicos y térmicos.*

DECLARO que he entendido dicha información y ha podido pedir las aclaraciones oportunas.

DECLARO que se me ha informado de la posibilidad de retirarme en cualquier momento del estudio.

En virtud de tales condiciones, Yo _____ con
DNI nº _____, **CONSIENTO** participar libremente en
este estudio.

Valencia a _____, de _____ de 2015

Firma paciente/padre/madre o tutor

Firma investigador/a

