

1. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

El LÁSER (Light Amplificación by the Stimulated Emission of Radiation) es una fuente luminosa basada en la emisión estimulada de radiación por la materia, que se caracteriza por sus propiedades de monocromaticidad, coherencia, y emisión de la luz en un haz bien determinado de dirección¹.

Fue Maiman² quien el 7 de julio de 1960 anunció oficialmente el funcionamiento del primer láser, que tenía como elemento activo un cristal de rubí sintético constituido por óxido de aluminio barnizado con óxido de cromo, y en los extremos dos superficies planas y plateadas, una completamente y la otra parcialmente. La energía provenía de un tubo de descarga de gas que iluminaba la barra de rubí de forma concéntrica, consiguiendo así una emisión láser pulsada³.

Desde entonces se ha ido avanzando en esta tecnología, desarrollando múltiples tipos de láser en función del medio activo que utilicen, disponiéndose en la actualidad de más de un centenar de tipos distintos de emisores⁴.

Los láseres se han empleado en gran variedad de campos, llegando también al campo de la Medicina, donde podemos decir que en la actualidad son pocas las especialidades médicas que no se ven beneficiadas con la aplicación de esta fuente luminosa, resultando en algunas rutinaria e imprescindible su utilización.

Dentro de los láseres utilizados en Medicina se encuentran los de baja potencia o soft-láseres, con efectos de bioestimulación tisular, antiinflamatorio y de regulación vascular^{5,6}; y los láseres de alta potencia o power-láseres cuyo efecto fundamental se produce por sus propiedades térmicas (desnaturalización de las proteínas, necrosis por coagulación, volatilización de los componentes tisulares y carbonización)^{7,8}.

La Odontología tampoco ha sido ajena a los avances de esta tecnología, de esta manera y teniendo en cuenta que la cavidad bucal sirve de asiento a procesos

patológicos con un carácter polimorfo y con predominio de síntomas como dolor e inflamación, la convierten en un lugar idóneo para la aplicación del láser⁹.

La utilización del láser en tejidos duros data desde 1964 cuando Stern y Sognnaes¹⁰ vaporizaron lesiones careosas y prepararon cavidades con el láser de rubí. Posteriormente en 1972 determinaron la mayor resistencia a la disolución por ácidos del esmalte previamente tratado con láser¹¹.

Lhuisset¹² en 1979 y Melcer¹³ en 1980 iniciaron sus estudios sobre la aplicación del láser de CO₂ sobre los tejidos mineralizados.

En 1985 Bonin y cols.¹⁴ y en 1987 Seux y cols.¹⁵ afirman que el láser de CO₂ produce modificaciones estructurales en los tejidos mineralizados del órgano dentario.

El láser de Nd:YAG aumenta la unión de resinas compuestas a la dentina tratada y a los brackets metálicos al esmalte, según los estudios de White y cols.^{16,17}.

El láser de argón se ha utilizado para polimerizar resinas compuestas consiguiendo una disminución de la contracción de polimerización¹⁸.

En la actualidad el láser de Er:YAG tiene aplicación dentro del campo de la operatoria dental (eliminación del tejido careado, eliminación de composites, compómeros y cementos, acondicionamiento dentinario); en endodoncia (desinfección de los conductos antes de la obturación); y en odontología preventiva (selladores de puntos, fosas, surcos y fisuras)⁸.

La utilización del láser en Cirugía Bucal presenta una serie de ventajas sobre otros métodos, entre las que destacan, según Miller y cols.¹⁹, la cicatrización más rápida de las incisiones que las realizadas electroquirúrgicamente, mejor hemostasia, menor inflamación, cicatrices y dolor postoperatorio, efectos

esterilizantes sobre el lugar quirúrgico, reducción del tiempo operatorio en la mayor parte de los casos, mayor versatilidad que los instrumentos convencionales y muy buena aceptación por parte del paciente.

La FDA aprueba la utilización de los láseres en los tejidos blandos bucales en la realización de frenulectomías; biopsias; eliminación de lesiones benignas, malignas, hiperqueratóticas y vasculares; gingivoplastias y gingivectomías; vestibuloplastias²⁰; etc.

Apfelberg²¹ en 1987 afirma que este “bisturí nuevo y diferente” ofrece una alternativa aceptable e impresionante en el campo de la Cirugía Bucal.

Dentro de todas las aplicaciones anteriormente mencionadas son los láseres de CO₂ y el de Er:YAG los más utilizados e investigados en el campo odontológico, especialmente en el ámbito de la Cirugía Bucal.

El *láser de CO₂* es el más representativo de los láseres moleculares. Sus indicaciones en el ámbito de la cavidad bucal son múltiples, debido a la posibilidad de vaporizar las lesiones benignas superficiales y de gran extensión^{22,23,24}, precisión de corte y sus propiedades hemostáticas²⁵, antiedematosas^{26,27} y antiinflamatorias²⁸.

Autores como Kaplan²⁹ y Shafir³⁰, entre otros, emplearon este láser para la extirpación de hemangiomas de diferentes localizaciones bucales y faciales.

Pecaro y Garehime³¹ en 1983 afirman el avance significativo que supone el láser de CO₂ en el tratamiento de las lesiones de tejidos blandos bucales.

Martínez-González³² y cols. comprobaron su eficacia en glosectomías parciales realizadas en perros.

Entre las indicaciones principales de este láser sobre los tejidos duros dentarios, para estos autores, destacan la colocación de selladores de surcos y fisuras y restauraciones de resinas compuestas sin necesidad de grabado ácido. También lo utilizan para la colocación de brackets de ortodoncia y para favorecer la remineralización del esmalte y frenar la desmineralización, ya que eleva la microdureza superficial y aumenta la resistencia a la disolución ácida³³.

Para Melcer y cols.³⁴ la acción del láser de CO₂ sobre los tejidos dentarios produce vitrificación, elevación de la microdureza superficial y esterilización.

En el cemento se consigue una verdadera fusión que se acompaña de la presencia de cristales de dentina³⁵.

El **láser de Er:YAG** es el fruto de investigaciones anteriores centradas en conseguir una longitud de onda que fuera bien absorbida por los tejidos dentarios y por el agua (presente en los tejidos blandos)³⁶.

En 1988 el físico Raimund Hibst y el odontólogo Ulrich Keller iniciaron el desarrollo del láser de Er:YAG, para el uso odontológico en el Instituto para las Tecnologías Láser en Medicina (ILM) de la Universidad de Ulm, Alemania^{37,38}.

Su fundamento es que la energía láser aplicada en brevísimas pulsaciones es absorbida por el agua del tejido superficial, se produciendo un calentamiento de la misma hasta alcanzar la temperatura de vaporización. Esta vaporización del agua produce una expansión de la misma dentro del tejido, con aumento de la presión en su interior, explosión del mismo y eliminación de materia sin calentamiento del tejido remanente^{39,40}.

Este láser, debido a su proceso especial de remoción termomecánica, sin calentamiento del tejido subyacente, no produce daños térmicos en esmalte, dentina y pulpa⁴¹.

En cuanto a las aplicaciones del láser de Er:YAG en el campo odontológico los autores nos hablan de su utilidad en Operatoria Dental incrementando la superficie microrretentiva para resina compuesta y otros materiales adheridos por retención micromecánica. Y en Odontología Preventiva como sellador de puntos, surcos, fosas y fisuras⁴².

En dentina, la eliminación del tejido con este láser produce un cráter de perímetro irregular, sin efectos visibles, los túbulos dentinarios están abiertos. Su diámetro varía en función de la energía aplicada y la distancia focal. Con energía similar el diámetro del cráter es mayor en dentina que en esmalte, pues la dentina es más rica en agua.

Otros estudios in vitro manifiestan que el láser de Er:YAG presenta, en superficies dentinarias infectadas, un efecto esterilizador en profundidad⁴³. Se pueden eliminar materiales antiguos de obturación como composites y compómeros y cementos. En amalgama de plata e incrustaciones metálicas debido su gran reflexión está contraindicado su uso^{44,45}.

Se ha propuesto su utilización para realizar el grabado previo al cementado de brackets en Ortodoncia³⁶.

En Endodoncia se utiliza para facilitar la instrumentación manual, produciendo pequeñas ablaciones de las paredes del conducto. Se utiliza también para la desinfección de conductos antes de la obturación de los mismos⁴⁶.

En Periodoncia el láser de Er:YAG se utiliza con una pieza de mano especial y una fibra óptica en forma de espátula. La energía es liberada en una dirección paralela a la superficie radicular no actuando sobre el cemento radicular, actuando a modo de cincel sobre las sustancias adheridas sobre ella. Puede ser utilizado también para la realización de gingivectomías y gingivoplastias⁴⁷.

En Cirugía tras la realización de incisiones o excisiones de los tejidos blandos Hibst y Keller afirman que, se aprecian cortes muy limpios y profundos con una pequeña zona de cambios térmicos 20-40um, debido a su proceso especial de remoción termomecánica, basado en una alta absorción en agua de la longitud de onda de 2,940nm⁴⁷.

Se trabaja con una energía baja y con el máximo de frecuencia de impulsos (15 Hz), para poder realizar un corte lineal. El corte de la mucosa se puede realizar sin irrigación, para que los efectos térmicos sean superiores en los márgenes de corte, pero al llegar al periostio hay que irrigar con agua con agua para evitar el daño térmico del mismo con peor cicatrización y postoperatorio. En consecuencia el láser de Er:YAG es útil para la remoción de grandes alteraciones benignas de la mucosa, como épulis o fibromas de origen prostético, lesiones planas, frenulectomías, etc⁸.

Está contraindicado su uso en tejidos y tumoraciones muy vascularizadas o en lesiones profundas con un gran componente inflamatorio, pues tiene poca capacidad coaguladora debido a sus bajos efectos térmicos, reduciendo dicho sangrado la eficacia de corte, ya que la radiación quedará absorbida por el agua contenida en la sangre³⁶.

En cirugía ósea Hibst y Keller⁴⁸ afirman, tras realizar osteotomías en animales, observar cortes limpios con daños mínimos en los bordes. El tiempo de cicatrización es similar al tiempo de cicatrización tras una osteotomía con una sierra. Tras ocho semanas el espacio producido por la osteotomía está ocupado por tejido óseo laminar.

Del mismo modo, las primeras investigaciones sobre la utilización de este láser en cirugía periapical parecen prometedoras. Sin embargo, son pocas las aportaciones realizadas al respecto.

Por ello, y teniendo en cuenta la escasez de estudios realizados en este campo, consideramos justificada la realización de este trabajo de investigación, con el fin de aportar nuevas aplicaciones dentro de esta nueva tecnología láser, útiles en el ámbito de la Cirugía Bucal.

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO. OBJETIVOS

La cirugía periapical es una técnica quirúrgica que se va a realizar tanto en los tejidos periapicales como apicales del propio diente, para lograr el sellado del conducto radicular y limpieza del tejido afectado⁹.

Grossman⁴⁹ en 1962 enumeraba quince indicaciones de la cirugía periapical, de las cuales, según Weine⁵⁰ no más de tres tienen validez en la actualidad (cuando fracasa el tratamiento endodóncico, en conductos inaccesibles, sobreobturaciones que actúen como irritantes).

En la actualidad y debido a que cada vez se tiende a tratamientos más conservadores, la cirugía periapical se centra cada vez más en conseguir un buen sellado y esterilización apical. Por ello, vamos a hacer una breve revisión de la literatura sobre las distintas técnicas y materiales de relleno utilizados en cirugía periapical.

El primer material que se utilizó fue la amalgama de plata, cuyo manejo, transporte y condensación sencillos le ha hecho ser siempre el más utilizado. Sin embargo, se ha podido comprobar que alguno de estos tratamientos con amalgama fracasan inmediatamente o antes de 5 años de forma ignominiosa. Estos fracasos del tratamiento se justifican desde la corrosión, actividad electrolítica y reabsorción de la estructura apical que rodea el diente, como nos indican Alcouffé y Pokoik⁵¹, aconsejándonos no colocar de forma rutinaria una amalgama apical en todos los casos quirúrgicos.

Previamente Stabholz, Friedman y Abed⁵² en 1985 realizaron un estudio con distintos materiales de obturación retrógrada in vitro y con microscopía electrónica de barrido, consiguiendo mejor sellado apical con el Restodent, mientras la amalgama ofrecía menor adaptación y sellado que el resto de los materiales.

Sin embargo, en 1997 Baumann y Gerhards⁵³ afirman encontrar en el Super-EBA el producto principal y más mencionado en todas las publicaciones.

En estudios comparativos in vitro otros autores afirman encontrar una mejora significativa en el cierre hermético con la amalgama⁵⁴, la gutapercha y los cementos de vidrio ionómero⁵⁵.

En un estudio clínico retrospectivo durante 10 años la tasa de éxito del Super-EBA se situó en un 95%, parecida a la del IRM y claramente por encima de la amalgama⁵⁶.

Gregori Sánchez y cols.⁵⁷ realizaron una revisión bibliográfica con meta-análisis de 19 estudios in vitro, realizados por diferentes autores, utilizando en cada uno de ellos varios materiales de obturación retrógrada y valorando los parámetros de filtración marginal, adaptabilidad y biocompatibilidad. Tras un tiempo variable, calcularon la filtración marginal media por cada material, teniendo en cuenta que sólo Stabholz⁵² en 1985 y Danin⁵⁸ en 1992 utilizaron tiempos de control de más de 6 meses. Así el material que menor filtración presentó fue la amalgama de plata (31'5%), seguido del ionómero de vidrio (26'3%), gutapercha bruñida en frío (21%) y cemento EBA (15'7%).

No obstante, tenemos que tener en cuenta que los artículos publicados sobre la metalosis y casuísticas de reacciones alérgicas sistémicas a la amalgama de plata, llevó en el año 1992 en Alemania a prohibir la utilización de la misma en obturaciones retrógradas. Así, se creó la necesidad urgente de un material alternativo y de nuevas técnicas que nos faciliten el acceso apical, disminuyan la contaminación y consigan un campo estéril⁵⁹.

De esta manera se han ido desarrollando nuevas técnicas, la combinación de un microscopio para la intervención, microinstrumental y la preparación con ultrasonidos permitiendo una resección apical menor, sin bisel y con una caja de obturación de menor dimensión, ha convertido a las apicectomías en una cirugía mínimamente invasiva⁶⁰.

Otros autores, como Bóveda y Pérez⁶¹, nos explican las ventajas significativas de los ultrasonidos frente a los instrumentos rotatorios. Coinciden con ellos Engel y Steiman⁶² y Wuchenich y cols.⁶³ que explican como la técnica ultrasónica contribuye a aumentar la tasa de éxito en el tratamiento quirúrgico de los canales radiculares. Sin embargo, coinciden en la necesidad de realizar estudios a largo plazo y en la estandarización de los procedimientos clínicos.

Sumi y cols.⁶⁴, en 1996 publicaron un estudio de 86 pacientes donde habían realizado cirugía periapical usando ultrasonidos, encontrando a los tres años un éxito del 92%, frente a la técnica convencional que presenta entre 48% y 75 %.

Sin embargo, otros autores como Abedi y cols.⁶⁵ y Layton y cols.⁶⁶ concluyen que la aparición de fracturas radiculares es mayor en la preparación con ultrasonidos que en la resección con fresa. Del mismo modo que la aparición, según Gay Escoda⁶⁷, de un mayor número de filtraciones y grietas.

Frente a todo este cúmulo de posibilidades se comenzó a investigar sobre la posibilidad de utilizar la tecnología láser en el campo de la cirugía periapical.

Miserendino⁶⁸ y Duclos⁶⁹ a finales de la década de los ochenta afirman, que el láser de CO₂ es un complemento en la terapéutica clásica de las lesiones periapicales, por sus efectos esterilizantes así como la obturación de canalículos dentinarios.

La capacidad vitrificante de este láser sobre los tejidos duros dentarios y la posible utilización de este efecto para mejorar el sellado apical, ha sido fuente de numerosas investigaciones, coincidiendo los autores en la formación de zonas más o menos amplias de fusión dentinaria entre áreas de yuxtaposición de cráteres resultantes de cada impacto láser^{5,70}.

Con la aparición más actual del láser de Er:YAG se abrió otra ventana en el campo de la cirugía periapical. Keller y Hibst⁴⁷ obtuvieron, en sus primeros estudios clínicos sobre el empleo del mismo en apicectomías, resultados prometedores sin prácticamente efectos térmicos de naturaleza secundaria³⁶.

Las investigaciones realizadas por otros autores concluyen que el láser de Er:YAG, presenta un efecto esterilizador en profundidad de la dentina infectada.

Otros estudios como el de Ando y cols.⁴³ indican que con niveles bajos de energía el láser de Er:YAG posee un elevado potencial bactericida.

De todas maneras los resultados en este campo no están suficientemente desarrollados; lo que conlleva a numerosas controversias sobre la utilización del láser de Er:YAG en cirugía periapical. Por ello pretendemos desarrollar nuevas líneas de trabajo diseñando diferentes protocolos terapéuticos.

Así, supuestamente la combinación de la radiación láser de Er:YAG, a distintas potencias, con una técnica convencional de apicectomía será el núcleo de investigación de este trabajo, con la finalidad de demostrar los efectos esterilizantes de esta radiación y la consecuente mejora de los resultados en el postoperatorio y recuperación de las lesiones apicales.

De esta forma los objetivos que nos planteamos son los siguientes:

- 1º Comprobar el efecto esterilizante del láser de Er:YAG en dientes in vitro con distintas potencias de aplicación.
- 2º Corroborar dicho efecto esterilizante en lesiones granulomatosas periapicales, mediante controles microbiológicos.
- 3º Controlar la evolución de las lesiones periapicales, a través de controles radiográficos y clínicos.

3. INTRODUCCIÓN

3.1. MICROBIOLOGÍA Y TRATAMIENTO DE LESIONES PERIAPICALES.

Existe una estrecha relación entre la pulpa y los tejidos periapicales debido a su proximidad anatómica y a su correlación fisiológica y, aunque la lesión pulpar es la primera, habitualmente ambas comparten la inflamación y las secuelas⁷¹.

La pulpitis o inflamación pulpar generalmente es el resultado de una agresión bacteriana. Se trata de una infección de endodonto vital, que evoluciona hacia una necrosis séptica de los tejidos endodontales. Del mismo modo una pulpa vital puede necrosarse por un shock térmico o un traumatismo y ser inicialmente estéril y posteriormente infectarse. En ambos casos el cuadro es una infección endodental que puede determinar una lesión periapical inflamatoria aguda o crónica⁷².

La diferencia entre procesos inflamatorios agudos y crónicos es difícil de establecer, para algunos autores cuando el proceso dura más de 2 ó 3 semanas es crónico, sin embargo otros hablan de 4 ó 6 semanas. Por lo general estos procesos suelen ser dinámicos alternando estadios agudos con crónicos, aunque su inicio suele ser con un episodio agudo.

La causa más frecuente de las lesiones periapicales es la infecciosa, bien sea por enfermedades pulpares y del periodonto o por inflamaciones e infecciones óseas severas. De entre las causas locales podemos destacar, además de la infecciosa, las mecánicas (traumatismos alvéolodentarios, microtrauma repetido), térmicas (aplicación de calor) y químicas (materiales de obturación, fármacos de endodoncia). Las causas generales suelen ser todas las enfermedades sistémicas que ocasionan una disminución de las defensas orgánicas y un aumento de la virulencia de los gérmenes, y las colonizaciones apicales producidas en el curso de una bacteriemia de cualquier etiología.

La incidencia de lesiones periapicales en la población general varía de unos autores a otros. Odesjo y cols. hablan de un 2,9% en un estudio de 967 individuos; otros autores apuntan que el 24,5% de los dientes endodonciados presentaban foco apical. Sin embargo, más controvertido es el porcentaje de granulomas y quistes presentes en las lesiones apicales, existiendo multitud de estudios al respecto. Gay Escoda y cols. concluyen, después de revisar catorce estudios de diferentes autores, que el 58% de las lesiones periapicales eran granulomas frente a un 36% de quistes y un 6% de otras lesiones⁷¹.

3.1.1. MICROBIOLOGÍA DE LESIONES PERIAPICALES

Las especies bacterianas capaces de colonizar el endodonto varían según el origen de la infección, pero una vez ésta se ha instaurado la composición de la flora se adapta al nuevo hábitat, primero intracanalicular y luego periapical.

El acceso de las bacterias al endodonto puede realizarse de diferentes formas, como mencionamos anteriormente. La apertura de la cámara pulpar suele ser la más frecuente; a través de los túbulos dentinarios, provocada la apertura de los canalículos por caries, fracturas, restauraciones defectuosas, etc; por infección periodontal, las bolsas periodontales alcanzan el ápice o conductos accesorios, comunicando el periodonto con el endodonto; por anomalías del diente y a través del torrente sanguíneo⁷².

La microbiología de los conductos radiculares infectados varía según la localización intraconducto y la evolución de la infección en el tiempo. Así el número de especies bacterianas presentes en un conducto infectado puede variar de 1 a 12 o más, siendo la media de 5 a 6. El número total de bacterias aisladas por cultivo varía entre 10^2 y 10^8 .

Las principales especies bacterianas que podemos encontrar en conductos infectados son: (Tabla 1)

- En dientes con la cámara pulpar abierta el 28% de las bacterias son anaerobias. Las más frecuentes son el *Streptococcus Corynebacterium*, enterococos y lactobacilos. En las partes más superficiales aparecen *Neisseria*, *Haemophilus parainfluenzae*, *Corynebacterium* y *Staphylococcus epidermis*. *Actinomyces*, bacilos grampositivos y anaerobios estrictos también suelen encontrarse. A medida que la necrosis profundiza aparecen anaerobios estrictos del tipo de cocos y bacilos grampositivos, bacilos y de cocobacilos (BPN) gramnegativos. Los más frecuentes son *P. endodontalis* y *P. intermedia*.
- En los dientes cerrados el 78% de las especies aisladas son anaerobias estrictas, BPN y *Prevotella* no pigmentadas, *Peptoestreptococcus*, *Fusobacterium* y *Eubacterium*.
- El periodonto y endodonto no son compartimentos estancos, sino que están relacionados a múltiples niveles. Algunos autores, como Jansson y cols.⁷³, concluyen tras un estudio en 2690 dientes que las bolsas más profundas coinciden con dientes con patología periapical. El estudio de pulpas necrosadas afectadas por una lesión periodontal avanzada ponen de manifiesto la relación periodonto-endodonto. Las BPN encontradas entre el 4% y 67% de los casos constituyen el 25% de la flora de las bolsas periodontales (*P. gingivalis* 14,4% , *P. intermedia* 9,4%) y el 11,9% de la flora endodotal (*P. gingivalis* 1,7%, *P. intermedia* 10,2%). Las especies grampositivas predominantes en los conductos radiculares son cocos anaerobios *Peptoestreptococcus* y *Peptococcus*.

Bacterias principales de los conductos radiculares infectados

	Géneros y especies anaerobias	Géneros y especies facultativas
Bacilos gramnegativos	<p><i>Porphyromonas</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>P. gingivalis</i>, <i>P. endodontalis</i> <p><i>Prevotella</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>P. oralis</i>, <i>P. oris</i>, <i>P. buccae</i>, <i>P. intermedia</i>, <i>P. melaninogenica</i> <p><i>Fusobacterium</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>F. nucleatum</i>, <i>F. fusiformis</i>, <i>F. varium</i>, <i>F. necrophorum</i> <p><i>Campylobacter sputorum</i></p> <p><i>Selenomonas sputigena</i></p> <p><i>Treponema</i></p> <p><i>Wolinella recta</i></p>	<p><i>Capnocytophaga</i></p> <p><i>Eikenella corrodens</i></p>
Bacilos grampositivos	<p><i>Actinomyces</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>A. israeli</i>, <i>A. naeslundii</i> <p><i>Arachnia propionica</i></p> <p><i>Eubacterium</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>E. alactolyticum</i>, <i>E. lentum</i> <p><i>Lactobacillus catenaforme</i></p> <p><i>Propionibacterium</i></p>	<p><i>Corynebacterium xerosis</i></p> <p><i>Lactobacillus</i></p>
Cocos gramnegativos	<i>Veillonella</i>	<i>Neisseria</i>
Cocos grampositivos	<p><i>Peptostreptococcus</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>P. anaerobius</i>, <i>P. micros</i>, <i>P. prevotti</i>, <i>P. asaccarolyticus</i>, <i>P. magnus</i> 	<p><i>Streptococcus</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>S. mitis</i>, <i>S. Anginosus</i>, <i>S. Oralis</i>, <i>S. Intermedia</i> <p><i>Enterococcus</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>E. faecalis</i>, <i>E. faecium</i>

Tabla 1.- Tomado de Mouton⁷², 1995.

Las bacterias que salen del conducto radicular se enfrentan al sistema de defensas del huésped, instaurándose un equilibrio precario cuyo desenlace es una

reacción periapical, que depende de la naturaleza y cantidad de bacterias presentes y de los factores locales de defensa y el tiempo.

La presencia de dichas bacterias en el área periapical ha sido motivo de controversia, pues tanto los métodos de microscopía de biopsias como la microbiología tradicional, dieron multitud de falsos negativos^{74,75}.

Con independencia del tipo de lesión periapical que se produzca la mayoría son sépticas, aunque no estén representadas todas las bacterias de la flora intracanalicular (Tabla 2). Aproximadamente el 100% de los cultivos son positivos y el 70% indican infecciones polimicrobianas que contienen 3 ó 4 bacterias diferentes.

El 70% de las bacterias son anaerobias y un 25% de ellas son BPN: *Porphyromonas gingivalis* y *endodontalis*, *Prevotella intermedia* y *melanogénica*. Otro grupo de anaerobios son los peptoestreptococcus: *P. anaerobius*, *micros*, *prevotii* y *magnus*. El tercer grupo más frecuente no es un anaerobio estricto es el estreptococos del grupo viridans, siendo el más frecuente el *Streptococcus anginosus*⁷².

Un estudio realizado por Wasfy y cols.⁷⁶ indica que el género *Eubacterium* está presente en el 68% de los casos frente a el 56% de BPN.

Iwu y cols.⁷⁷ estudiaron 16 granulomas periapicales en dientes endodonciados, y 14 tenían bacterias detectables con $10^{2.2}$ ufc de cantidad media. Concluyendo que las bacterias tenían una distribución irregular dentro del granuloma, y que eran bacterias procedentes del conducto radicular infectado las que habían colonizado el periápice.

Van Winkelhoff y cols.⁷⁸ analizaron la supuración de 17 abscesos de origen endodóncico encontrando un 63% de *Prevotella intermedia*, un 53% de *Porphyromonas endodontalis* y un 12% de *Porphyromonas gingivalis*.

No obstante la infección polimicrobiana es la norma, siendo los esenciales, según la mayoría de los autores, *Prevotella intermedia*, *Porphyromonas endodontalis*, *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium* y *Peptoestreptococcus*. En el caso de que éstas bacterias no se detecten probablemente hubo un error al tomar la muestra o al procesarla.

Bacterias principales de los abscesos periapicales

Cultivos anaerobios	(%)	Cultivos facultativos	(%)
Gramnegativos		Gramnegativos	
• <i>BPN</i>	25	• <i>Haemophilus</i>	<1
• <i>Peptostreptococcus</i>	25	• <i>E. corrodens</i>	<1
• <i>Veillonella</i>	8	• <i>Capnocytophaga</i>	<1
• <i>Fusobacterium</i>	5	• <i>Corynebacterium</i>	<1
• <i>Eubacterium</i>	4	• <i>Neisseria</i>	<1
• <i>Bifidobacterium</i>	<1		
• <i>Espiroquetas</i>	<1		
Grampositivos		Grampositivos	
• <i>Lactobacillus</i>	3	• <i>Streptococcus viridians</i>	13
• <i>Actinomyces</i>	2	• <i>Enterococcus faecalis</i>	7
• <i>Propionibacterium</i>	2	• <i>Estreptococos</i>	
		• β -Hemolíticos	3
		• <i>S. epidermidis</i>	1
		• <i>S. Aureus</i>	1
<i>Total de anaerobios</i>	73	<i>Total de facultativos</i>	27
<i>Las cifras indican el porcentaje de cada género o especie con relación al número total de cultivos</i>			

Tabla 2.- Tomado de Mouton⁷², 1995.

3.1.2. CIRUGÍA PERIAPICAL.

El tratamiento de estas lesiones apicales, conservando el diente causal, se conoce con el nombre de cirugía periapical. Este procedimiento quirúrgico consta de tres técnicas básicas que son: el legrado apical, la apicectomía y la obturación retrógrada⁷¹.

La historia de la cirugía periapical se remonta al siglo IV a. de C., donde se describe la incisión para tratar un absceso apical agudo. Según Guerini fue hace 1500 años cuando Aetius, médico y dentista griego, hizo una incisión con un bisturí pequeño⁵¹. Posteriormente el procedimiento fue refinado y popularizado por Hullihen en 1844, que describe la técnica de la amputación radicular⁷⁹.

La primera referencia bibliográfica que se tiene de la cirugía periapical es del año 1843, en un libro de Odontología publicado en París por Desirabode. Farrar⁸⁰ en 1884 describe la técnica de la apicectomía en su artículo “Radical and heroic treatment of alveolar abscess by amputation of roots of teeth”. Rhein⁸¹ en 1897 propone la amputación de las raíces para el tratamiento del absceso alveolar.

En 1897 Partsch y Kunert⁸² presentan la primera relación de quince casos de incisivos superiores e inferiores tratados con resección apical. En 1899 publican una descripción del procedimiento y desde entonces se considera una técnica de Cirugía Bucal.

Es a partir de los finales del siglo pasado cuando se publican los primeros artículos de amputación de raíces por Andrews y Copan en 1982 y Saville en 1913⁸³.

Hacia 1911 Hartzell preconiza el empleo de un trépano para descubrir la zona de la lesión periapical. Otteson en 1915 ordenó los conceptos y extendió estas técnicas que en España fueron extendidas posteriormente por Bernardino Landete⁷¹. En 1919 Garvin⁸⁴ demostró radiográficamente las obturaciones

retrógradas y en 1942 publica el primer estudio longitudinal de dientes obturados con amalgama de plata.

A partir de los años cuarenta todo tratamiento endodóncico iba seguido por la extirpación quirúrgica de la lesión periapical para eliminar completamente los gérmenes resistentes que pudieran existir. Posteriormente, y desde la década de los sesenta, con la estandarización de los instrumentos endodóncicos, técnicas radiográficas y de obturación mejoradas, la cirugía periapical sufrió un gran descenso. Pero en muchas situaciones la endodoncia y la cirugía periapical son dos técnicas complementarias que evitan la extracción de un diente, ya que la aplicación de una sola de ellas no sería suficiente⁸⁵.

Las indicaciones de la cirugía periapical se han ido limitando con los cambios en la filosofía y conceptos endodóncicos y los avances tecnológicos. De esta manera la cirugía queda limitada a casos muy concretos e indicaciones muy precisas, donde no sea posible la realización de un retratamiento y reobtención del conducto, que debe considerarse siempre como la primera alternativa y sólo en aquellos casos que no sea posible recurrir a la cirugía⁸⁶.

Los autores consultados consideran, por tanto, imprescindible la realización de cirugía periapical en los siguientes casos^{71,85, 86,87}:

- Cuando el ápice presenta una gran curvatura o dilaceración que impide la instrumentación y obturación radicular.
- Cuando existen puentes fijos muy extensos o dientes con grandes reconstrucciones, coronas y pernos que impiden un nuevo tratamiento de conductos, y que presentan patología periapical.
- Cuando aparecen instrumentos rotos en el tercio apical y no puede ser retirado por vía ortrógrada.

- Cuando existe una sobreobturación y el material invade el periápice actuando como irritante produciendo dolor, inflamación y radiolucidez.
- Cuando existen quistes apicales muy grandes y es imposible limpiar por vía endodóncica la porción apical de la raíz, no remitiendo la lesión apical.
- Cuando por un traumatismo existe una fractura en el tercio apical de la raíz y presentan manifestaciones patológicas.
- Cuando hay un ápice abierto que es muy difícil de obturar por vía ortógrada o existen reabsorciones externas del extremo final de la raíz.
- Cuando existe una perforación en la raíz en el tercio apical de la raíz.

En la actualidad todas estas indicaciones se consideran como casos tributarios de cirugía periapical, siempre teniendo en cuenta otros factores que la contraindican o limitan porque implican un riesgo añadido. Como pueden ser pacientes con boca séptica, enfermedades sistémicas, enfermedad periodontal grave, peligro por proximidad de estructuras anatómicas o acceso difícil al campo quirúrgico, lesiones óseas y radicales extensas, imposibilidad de restaurar el diente, etc^{71,85,86,87}.

Además de hacer una correcta selección de los casos y del paciente la técnica quirúrgica seguirá un modelo secuencial similar al que se emplea en el acto quirúrgico. Los pasos seguidos serán:

- 1.- Preparación del paciente, con la realización de un historia clínica detallada, diagnóstico, información al paciente del procedimiento quirúrgico, administración de medicación preoperatoria si es necesario y evaluar la actitud psicológica y estado del paciente⁷¹.

2.- Anestesia.- En la actualidad los anestésicos y las técnicas quirúrgicas nos eliminan la sensibilidad de la zona a intervenir y proporcionan una correcta isquemia local. Habitualmente se utilizan técnicas de anestesia locorregional y la anestesia general se deja para casos muy concretos como la existencia de una alteración psicológica o de patología sistémica.

En el maxilar superior se utiliza la técnica infiltrativa en el fondo del vestíbulo y en palatino y, en ocasiones, el bloqueo del nervio infraorbitario. En la mandíbula se suelen efectuar tronculares del nervio dentario inferior y del mentoniano.

Liñares⁸⁸ aconseja el uso combinado de un anestésico de acción prolongada con otro de acción más corta, por ejemplo, la bupivacaína asociada a lidocaína con adrenalina. La bupivacaína que proporciona una anestesia profunda de 4 horas y la lidocaína con adrenalina, que permite el control del sangrado si se infiltra suprapariosteal en la mucosa alveolar vecina a los ápices radiculares.

Barnes⁸⁹ hace énfasis sobre la necesidad de tener un campo quirúrgico exangüe y preconiza la infiltración con una solución anestésica que tenga una concentración de adrenalina de 1: 80.000. En el maxilar superior recomienda infiltraciones suprapariosteales paraapicales que coincidan con la base del colgajo y remarca la necesidad de que la solución anestésica no se inyecte a nivel de la submucosa laxa que hay justo por encima del fondo del vestíbulo ya que dificultará las maniobras quirúrgicas y el efecto anestésico será menos profundo.

3.- Incisión y diseño del colgajo.- Las incisiones pueden ser variadas pero siempre teniendo como finalidad la realización de un colgajo de espesor total, para obtener una buena visibilidad de la zona a intervenir y realizar el menor daño posible, favoreciendo la cicatrización por primera intención. La elección del colgajo se hará en función del número de

dientes a intervenir y de los datos obtenidos por el examen clínico y radiográfico⁹⁰.

Algunas veces se puede realizar la incisión inicial a espesor parcial y posteriormente a espesor total, dejando parte del tejido gingival sobre la raíz sin cobertura ósea y modificando la incisión a espesor total para descubrir la lesión apical, esto evita recesiones gingivales postoperatorias⁹¹.

Se pueden realizar distintos tipos de incisiones que nos van a permitir la obtención de diferentes colgajos:

- Incisión intrasulcular o de Neumann.- Es la de elección en endodoncia y se basa en la realización de una incisión en el surco gingival, festoneando los cuellos dentarios y seccionando las papilas interdentarias, acompañadas de una (colgajo triangular) o dos (colgajo rectangular o trapezoidal) incisiones verticales liberadoras. Con estos diseños el tejido movilizado contiene todos los vasos supraparióísticos, la cicatrización es por primera intención, sin alterar el epitelio de inserción ni provocar recesiones gingivales⁹².
- Incisión semilunar o de Partsch.- Se realiza una incisión horizontal curva con la porción convexa orientada hacia la zona gingival, consiguiendo un colgajo semilunar de espesor completo. Está en desuso por el poco campo quirúrgico que proporciona, el traumatismo tisular y mantiene un mayor tiempo de inflamación y una cicatriz más visible⁷⁹.
- Incisión semilunar modificada o colgajo mucogingival.- Conocido como colgajo de Luebke-Ochsenbein, requiere una incisión horizontal festoneada en encía adherida de 3 a 5 mm

del margen gingival y dos incisiones verticales liberadoras. En la unión de las incisiones verticales con la horizontal se evitarán los ángulos de 90°, siendo preferible una aproximación redondeada o en ángulo obtuso⁸⁸. Con esta técnica no se altera la encía marginal ni se lesiona la inserción epitelial, evitando recesiones gingivales, sin embargo, hay mayor dificultad para suturar y una mayor cicatriz por fibrosis en los tejidos blandos⁷¹.

- Incisión festoneada palatina o colgajo palatino.- Se realiza siguiendo los márgenes gingivales de las caras palatinas de los dientes y se utiliza, generalmente, para el tratamiento de raíces palatinas. En caso necesario se pueden realizar incisiones liberadoras, obteniendo colgajos palatinos triangulares o cuadrangulares^{79,88}.

4.- Despegamiento del colgajo.- Este debe realizarse separando y elevando el periostio que debe formar parte del colgajo que, a su vez, se despegará desde la cara interna y en dirección hacia apical con el periostótomo en contacto con el hueso alveolar. La separación del colgajo debe ser apoyándose sobre el hueso y no en tejidos blandos, para evitar equímosis y tumefacciones postquirúrgicas por la compresión del colgajo por los separadores⁹².

5.- Acceso apical y legrado periapical.- Para localizar el ápice del diente o dientes afectados habitualmente debemos realizar una ostectomía de la cortical vestibular para localizar la lesión. La ventana que realicemos debe ser lo suficientemente grande como para permitir el acceso y la enucleación de la lesión, y un control visual de las raíces afectadas.

La ostectomía se debe realizar con fresa redonda de carburo de tungsteno montada en pieza de mano y bajo abundante irrigación. Los estudios

histológicos comparando la cicatrización ósea tras la utilización de instrumentos rotatorios a diferentes velocidades, demuestran que la cicatrización es más rápida con fresa de tungsteno a alta velocidad y bajo irrigación constante. Esta ostectomía debe de ser realizada con un movimiento de pincelada y hasta exponer y visualizar los tres últimos milímetros apicales del diente⁹⁰.

El legrado o cureteado consiste en la remoción del tejido patológico que rodea el ápice dentario y el cemento apical. Para ello nos ayudamos de cucharillas rectas o acodadas, curetas e incluso excavadores de endodoncia. Algunos autores han confirmado que aún realizando un buen legrado, la cicatrización sólo acontece si se elimina el contenido séptico de los conductos o tras haberlos sellado, aislándolo del tejido periapical^{93,94}.

El material extraído debe ser remitido al anatomopatólogo para su estudio histológico, según Arens⁸³ “un tejido que merece ser extirpado, también merece un estudio microscópico”.

6.- Apicectomía o tratamiento apical.- Consiste en la resección apical con los objetivos principales de eliminar los conductos accesorios apicales infectados, tener un buen acceso a la parte lingual o palatina de la raíz y facilitar la obturación retrógrada.

En la actualidad se recomienda ser económico en la resección apical, normalmente alrededor de 2 ó 3 mm, que permite eliminar el 90% de los conductos laterales y ramificaciones accesorias, y sellar parte de los conductos accesorios restantes con la colocación de la obturación retrógrada en el conducto principal^{86,95}.

La amputación radicular debe realizarse preferentemente con fresa de fisura. Su diseño, es decir, el ángulo y la extensión de la resección han sido temas controvertidos y dependen principalmente de la etiología del

tratamiento. Actualmente tienden a desaparecer las resecciones en “pico de flauta” con un ángulo linguovestibular de 45°, y se tiende a aproximarlos a un ángulo recto o bisel de 0°^{71,87}.

Los avances tecnológicos, microespejos y ultrasonidos, que permiten mejor visualización del campo operatorio⁹⁶ y los estudios realizados por autores, como Giheany y cols.⁹⁷, que demuestran que a medida que el bisel es mayor aumenta la superficie de túbulos dentinarios expuestos y, por consiguiente, la filtración.

7.- Preparación de la cavidad retrógrada.- Con la finalidad de conseguir un mejor sellado apical, la mayoría de autores coinciden en realizar una microcavidad retentiva en el mismo eje de la raíz del diente, con el fin de colocar un material de obturación que selle perfectamente el extremo apical de la raíz⁹⁸.

Las características que debe cumplir una preparación retrógrada ideal son: limpieza y conformación de los 3 mm últimos de conducto radicular y de 1'5 mm de diámetro, preparación con paredes paralelas superpuestas al conducto radicular, adecuada retención, eliminación del tejido del istmo y no debilitar las paredes dentinarias remanentes⁸⁷.

Durante mucho tiempo la microcabeza montada sobre el contraángulo ha sido el instrumento más práctico para la preparación de la cavidad. Sin embargo, las limitaciones de espacio en el campo operatorio han condicionado las técnicas de tallado de la cavidad a retro, y se han ido buscando instrumentos que, conservando su eficacia, tuvieran el menor tamaño posible para no tener que eliminar tejido duro sano por imperativo de la técnica^{87,88}.

A finales de la década de los ochenta Carr^{99,100} diseñó las primeras puntas ultrasónicas para uso en endodoncia quirúrgica, mostrando como

pequeñas puntas conectadas a un generador de ultrasonidos (40.000 Hz) eran capaces de realizar cavidades retrógradas eliminando casi de forma exclusiva la gutapercha del conducto y con accesibilidad a la zona operatoria muy superior a las tradicionales piezas de mano con fresa redonda y troncocónica .

Con posterioridad se han ido realizando trabajos tratando de verificar las excelentes cualidades atribuidas a estos aparatos. Wuchenich y cols.⁶³ en 1994 realizaron un estudio donde comparaban las cavidades retrógradas realizadas con fresa y ultrasonidos, haciendo referencia a la retención, limpieza y paralelismo del conducto radicular. Para ello contaron con 20 dientes anteriores de cadáveres humanos que fueron endodonciados y posteriormente se seccionaron sus ápices en un ángulo de 45°. Se prepararon las cavidades retrógradas la mitad con ultrasonidos y la otra mitad con fresa de cono invertido y pieza de mano. Los dientes fueron extraídos, seccionados longitudinalmente, fotografiados y examinados por microscopio electrónico. Los resultados muestran como las cavidades preparadas con pieza de mano son más profundas, contienen más detritos y no son paralelas al eje longitudinal de la raíz, siendo la técnica ultrasónica más beneficiosa y contribuyendo a aumentar el porcentaje de éxito de este tratamiento.

Gutman y cols.¹⁰¹ realizaron este mismo año un trabajo donde comparaban, con ayuda de microscopía electrónica, las cavidades retrógradas en dientes extraídos realizadas con fresa, con y sin irrigación con ácido cítrico, y ultrasonidos. Concluyeron estos autores que la preparación con fresa origina una gruesa capa de barrillo dentinario, que se eliminan con el lavado con ácido cítrico y con los ultrasonidos.

Engel y cols.⁶² en 1995 estudiaron las preparaciones apicales realizadas con fresa, con fresa y ultrasonidos y sólo con ultrasonidos. Las

preparaciones realizadas sólo con ultrasonidos fueron las más pequeñas y las que presentaban menos detritos.

Fabra⁹⁸ afirma que la potencia que se obtiene con los ultrasonidos permite realizar una retrocavidad con menor pérdida de estructura dentaria.

Bóveda y cols.⁶¹ están de acuerdo en que las cavidades preparadas con ultrasonidos son más ventajosas en cuanto a que son más limpias, siguen el perfil anatómico del conducto y permiten menor eliminación de diente y hueso. Sin embargo, consideran necesario la realización de estudios a largo plazo que permitan comparar los resultados con otras técnicas.

A pesar de todas estas ventajas el uso de ultrasonidos se ha relacionado con la presencia de microfracturas en la dentina radicular, que pueden servir de nichos que permitan el crecimiento bacteriano y el acumulo de sus metabolitos tóxicos e irritantes¹⁰².

Abedi y cols.⁶⁵ en un trabajo realizado en 47 dientes in vitro encontraron mayor incidencia de grietas en las paredes cavitarias preparadas con ultrasonidos.

Frank y cols.¹⁰³ compararon el índice de fracturas en un grupo de 60 dientes a los que se les realizaron las retrocavidades con métodos diferentes y que fueron examinados por microscopio. Los resultados mostraron un mayor índice de fracturas con ultrasonidos de alta potencia (55%) y la pieza de mano a alta velocidad (33%), mientras que los índices más bajos fueron los de los ultrasonidos a baja potencia (11%) y la pieza de mano a baja velocidad.

Saunders y cols.¹⁰⁴ realizaron un trabajo en 116 dientes extraídos a los que se realizó la endodoncia y cuyas microcavidades fueron realizadas

con pieza de mano y ultrasonidos. Los resultados mostraron la presencia de mayor número de fisuras a nivel apical y, en algunos casos, en la superficie radicular en los dientes preparados con punta ultrasónica.

Sin embargo, algunos autores consideran que la mayor incidencia de grietas y fisuras, en las raíces tratadas con ultrasonidos, encontradas en estos trabajos es debida a defecto del estudio y no a la técnica⁶⁵. El origen de estas fisuras puede estar relacionado con el trauma ejercido durante la extracción, la desecación posterior, la vibración y el trauma ocasionado por el instrumental rotatorio al seccionar el ápice o por la preparación que se hace para los estudios de microscopía electrónica⁷¹.

8.- Obturación retrógrada.- El éxito del tratamiento quirúrgico en un conducto bien instrumentado y obturado tridimensionalmente se puede lograr con el legrado completo de la lesión con o sin resección apical, sin embargo el no realizar la obturación retrógrada lleva cierto riesgo. La mayoría de estudios anatómicos con microscopía electrónica han puesto de manifiesto la complejidad morfológica del sistema de conductos, lo que hace que se cuestione la prudencia de legrar la lesión y cortar el ápice sin obturación retrógrada⁸⁸.

La resección apical modifica el sellado con gutapercha o expone un istmo, un conducto en C o una sección de conducto mal instrumentada o mal obturada, comprometiendo el éxito del tratamiento. La obturación retrógrada ha demostrado ser imprescindible al ser el único medio que permite sellar herméticamente el extremo radicular, evitando que productos perjudiciales contenidos en el conducto alcancen los tejidos perirradiculares¹⁰⁵.

La retroobturación debe realizarse en un ambiente seco y aséptico, por ello es importante el control de la hemorragia. La retrocavidad se seca

con aire y con puntas de papel estériles. A continuación el material de obturación se coloca siguiendo las indicaciones del fabricante y se realiza una radiografía para comprobar la calidad de la obturación y la limpieza de la cavidad ósea y del campo quirúrgico.

Las características ideales de un material de obturación retrógrada son las mismas que las de un material de obturación de conductos. Estos materiales deben adherirse a las paredes de la preparación y sellar el sistema de conductos radiculares, no debe ser tóxico, debe ser bien tolerado por los tejidos perirradiculares y estimular la cicatrización; no debe ser tóxico ni electroquímicamente activo, ni teñir los tejidos perirradiculares, debe ser fácil de manipular y radioopaco, dimensionalmente estable, no absorbible y no ser afectado por la presencia de humedad¹⁰⁶.

La biotolerancia del material de obturación es importante por el hecho de que una vez aplicado, entra en contacto con exudado líquido intersticial y no debe influir negativamente en la acumulación de tejido conectivo vital, a nivel transversal de la raíz, durante y después del proceso biológico de curación. Se han utilizado muchos tipos de materiales de obturación y aunque no existe ninguno que cumpla todos los requisitos, mencionados anteriormente, deben poseer unas condiciones básicas de carácter biológico, físico y práctico⁵⁷.

En la actualidad se sigue investigando buscando el material ideal, numerosos estudios muestran resultados satisfactorios con: gutapecha, cementos de óxido de zinc eugenol, resinas compuestas, compómeros, ionómeros de vidrio, cementos de policarboxilato, pins cerámica óxido de aluminio, tornillos de titanio, oro cohesivo, teflón, MTA, etc. Sin embargo, la amalgama de plata es el más común y, aunque no cumpla los requisitos del material ideal, por su uso extendido se puede considerar patrón de referencia.

En los últimos años la literatura científica ha resaltado los inconvenientes de la amalgama como argumentos que desaconsejan su uso. Dorn y Gartner⁵⁶ publicaron en 1990 un estudio de 488 casos con un seguimiento de 6 meses a 10 años, reflejando un porcentaje de éxitos del 95% para SuperEBA[®], del 91% para el IRM[®] y del 75% para la amalgama de plata sin zinc.

Higa y cols.¹⁰⁷ en 1994 realizaron un trabajo en 60 dientes mostrando una filtración significativamente menor el SuperEBA[®] e IRM[®] que la amalgama.

O'Connor y cols.⁵⁴ en 1995 evaluaron la capacidad de sellado de la amalgama con barniz y el cemento SuperEBA[®]. El análisis estadístico de los resultados mostró una filtración significativamente menor del SuperEBA[®] que la amalgama con barniz.

Torabinejad y cols.¹⁰⁶ compararon la filtración de un colorante en cavidades retrógradas obturadas con amalgama, SuperEBA[®], IRM[®] y MTA (agregado trióxido material). Los resultados mostraron una diferencia estadísticamente significativa en la filtración de los diversos materiales, siendo el MTA el que presentaba una filtración menor que el resto de los materiales.

Los cementos de vidrio ionómero han sido propuestos como una alternativa a la amalgama. Chong y cols.¹⁰⁸ estudiaron la actividad antibacteriana del Vitrebond[®] comparándolo con otros materiales (cementos de óxido de zinc eugenol reforzado y amalgama de plata); los resultados de este trabajo mostraron una superioridad destacada en la actividad antibacteriana del ionómero de vidrio frente al resto de materiales utilizados.

Sin embargo Biggs y cols.¹⁰⁹ realizaron un estudio en dientes retroobturados con amalgama, SuperEBA[®] e ionómero de vidrio reforzado con plata. En todos los aspectos estudiados el ionómero presentó peores resultados.

McDonald y cols.¹¹⁰ estudiaron la filtración en un cemento de apatita, amalgama de plata con barniz y SuperEBA[®]. Los resultados de este estudio in vitro muestran que el cemento de apatita proporciona un sellado apical comparable a los otros dos materiales utilizados.

Danin y cols.¹¹¹ colocaron tornillos de titanio roscados para realizar la obturación retrógrada comparándolos con otros materiales. Los resultados de este estudio in vitro parecen ser muy esperanzadores.

Desde 1993 el grupo de trabajo de Torabinejad¹¹² analiza una mezcla de trióxido mineral (MTA), consiguiendo una buena regeneración tisular con inducción cementoblástica y menor citotoxicidad que con el IRM y el SuperEBA, y mejor sellado con ausencia de filtración¹¹³.

Este material está compuesto, principalmente, por silicato tricálcico, aluminato tricálcico, óxido tricálcico y óxido de silicato, con pequeñas cantidades de óxido de bismuto, que le da radioopacidad, homogeneidad y manejabilidad^{88,59}. García Barbero y cols.¹¹⁴ en el año 2000 analizaron el material mediante microscopio electrónico de transmisión y difracción de Rayos X, encontrando en su composición óxido de magnesio, sulfato cálcico deshidratado, silicato tricálcico, silicato bicálcico, ferritoaluminato tetracálcico, aluminato tricálcico y óxido de bismuto que son los componentes habituales de los cementos tipo Portland.

El MTA se ha indicado en protección pulpar directa, en pulpotomías en dientes con ápices inmaduros, en obturaciones retrógradas, en

reparación de perforaciones radiculares y en el tratamiento de lesiones por reabsorción, etc¹¹⁵.

Un trabajo realizado por Torabinejad y cols.¹¹⁶ en 1995 en perros comparando MTA y amalgama de plata, mostró una menor inflamación perirradicular adyacente al MTA y la presencia de cemento sobre la superficie del mismo.

Yatsushiro y cols.¹¹⁷ en 1998 compararon la microfiltración de la amalgama y el MTA en un estudio in vitro, obteniendo un mayor porcentaje de filtración en el grupo de la amalgama.

En la actualidad se siguen realizando trabajos con diferentes materiales de obturación en búsqueda de un material ideal. Sin embargo, es muy importante distinguir entre resultados in vitro y clínicos. Según Gay Escoda los mejores resultados clínicos se han obtenido con la amalgama de plata, la gutapercha bruñida en frío y el oro cohesivo; y los mejores resultados in vitro con el MTA, los composites, tornillos de titanio y los ionómeros de vidrio⁷¹.

9.- Sutura.- Consiste en el cierre de la herida quirúrgica aproximando los bordes de la herida para conseguir una cicatrización por primera intención. Se tiende al uso cada vez de materiales más finos (4/0, 6/0) que no retengan placa bacteriana, pero siempre a elección del cirujano⁸⁸.

10.- Cuidados postoperatorios.- Tras la sutura el factor más importante para la cicatrización de los tejidos blandos es el cumplimiento de las normas de higiene oral. Se recomienda cepillo dental postquirúrgico, utilización de un antiséptico (digluconato de clorhexidina al 0,12%) y aplicación de frío en la zona .

Se prescribe medicación postoperatoria para el control del dolor y la infección, normalmente un antibiótico de amplio espectro y AINEs.

La retirada de la sutura se realizará en 5 días, pudiendo dejarla hasta 7 ó 8 días en la zona anteroinferior por ser tejidos más frágiles⁷⁹. Sin embargo, algunos autores proponen su retirada a las 48 horas, ya que a partir de este tiempo se suele observar una mucosa poco inflamada sobre la que los puntos no ejercen presión, siendo fácil desplazarlos circularmente sobre sí mismos^{118,119}.

11.- Pronóstico.- El porcentaje de éxito varía de unos autores a otros, para Hsu y cols.¹²⁰ en 1972 los porcentajes de éxito oscilaban entorno al 83% y del 60% en 1992.

En todas las estadísticas globales el porcentaje de éxito oscila de 80% a 95%⁷¹.

Para Baca y cols.⁵⁹ las tasas de éxito obtenidas son de un 85-90% para dientes anteriores y de un 44% para dientes posteriores (premolares y molares), probablemente en relación con la existencia de istmos en los conductos de dientes multirradiculares.

El éxito de la intervención se considera cuando no hay sintomatología y el diente permanece funcional. La imagen radiográfica forma parte de los criterios de éxito, pero puede tardar más de un año en mostrar evidencias satisfactorias de cicatrización, si después de este tiempo no hay signos de regeneración ósea en la zona del ápice no se debe esperar que la situación mejore la cicatrización¹²¹.

En la actualidad, y con los nuevos conceptos de microcirugía periapical con ultrasonidos, el microscopio operatorio, las técnicas de

regeneración tisular guiada, etc., los porcentajes de éxito de la cirugía pueden llegar a un 90-95% de los casos⁷¹.

El microscopio en cirugía periapical es de gran utilidad en la fase de diagnóstico, preparación de la cavidad a retro y en la obturación de la misma donde es un arma valiosísima para la creación de un sellado adecuado¹²².

Las causas más frecuentes del fracaso de la cirugía periapical es el sellado deficiente del sistema de conductos radiculares que permite el paso de irritantes al tejido periapical, manteniendo las condiciones sépticas. En la actualidad, es el verdadero caballo de batalla del tratamiento quirúrgico periapical, considerándose más importante, incluso, que el completo y riguroso legrado de la lesión periapical⁵⁹.

Otras causas son lesiones radiculares no diagnosticadas, como fracturas verticales, perforaciones, comunicación con una bolsa periodontal, reacción adversa al material de obturación retrógrada o idiopática^{88,123}.

3.2. LÁSER EN ODONTOLOGÍA.

El descubrimiento del láser es muy reciente, data de la década de los 50, y no puede achacársele a una sola persona, han sido muchos los físicos que, desde el plano teórico y físico, han contribuido a su desarrollo. Su historia se remonta a 1917 cuando Einstein ya preveía el fenómeno de la emisión estimulada en su teoría de la mecánica cuántica. A partir de entonces se sucedieron las investigaciones, en 1953 Townes desarrolló el primer máser, término que corresponde a las siglas inglesas de “amplificación de microondas por emisión estimulada de radiación”. En 1958 Townes y Schawlow aplicaron el principio del máser a las ondas electromagnéticas de cualquier longitud de onda, incluida la luz. Ambos junto a Gould prosiguieron sus investigaciones para la consecución del láser¹²⁴.

Así, como puntualizamos anteriormente, fue Maiman² quien, obtuvo un rayo de luz visible controlado a partir de un rubí y, anunció oficialmente el funcionamiento del primer láser en 1960.

El principio del láser parte de la base de que un átomo puede ser transformado desde su estado energético normal a una fase de energía superior, por medio de la energía electromagnética. Durante este estado el átomo es inestable y para volver a la normalidad emite espontáneamente un fotón, que excitará a otro átomo y así sucesivamente, originándose una especie de reacción en cadena de producción de fotones. Esto no sucede si no se actúa sobre un medio activo, mediante un bombeo, que puede ser óptico, por paso de corriente eléctrica, térmico o de dinámica de gases, químico, por recombinación de electrones de baja temperatura en plasma mediante radiación por desviaciones múltiples de partículas ligeras¹²⁵.

Básicamente se puede decir que el funcionamiento del láser consiste en una fuente de energía externa que estimula una cámara donde hay un medio físico, sólido, líquido o gaseoso, generándose una emisión espontánea de fotones que

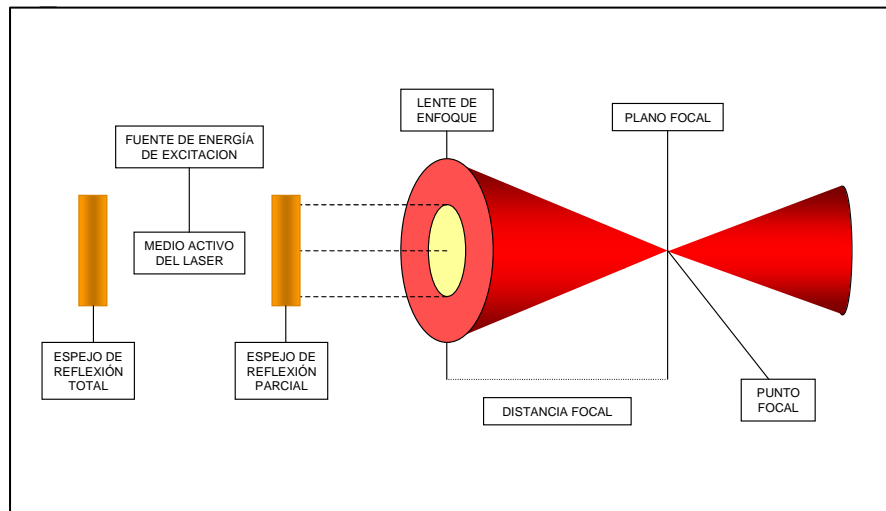
resuena entre los extremos reflejados de la cámara. Estos fotones a su vez van a excitar otros átomos del medio; esto se va incrementando progresivamente hasta que se encuentra un rayo de luz, que pasa a través de un espejo colocado en un extremo de la cámara consiguiendo el efecto láser.

Para poder conseguir un desplazamiento de todas las partículas excitadas necesitamos un resonador óptico o tubo láser que consiste en dos espejos, uno muy reflectivo y el otro con transmisión parcial, ubicados en cada extremo de la cavidad óptica y paralelos entre sí²⁰. Con este dispositivo se impide que la radiación emitida escape del medio activo sin aprovecharla al máximo, una amplificación en una única dirección de emisión y una verdadera monocromaticidad¹²⁶ (Figura 1).

Según esto, la luz láser que sale del resonador presenta las siguientes características:

- Monocromaticidad o coherencia de frecuencias.- Todos los fotones emitidos tienen la misma longitud de onda, con una capacidad de discriminación de $10^{-5\text{mm}}$. Asimismo, para cada radiación láser hay una longitud de onda definida.
- Coherencia espacial.- Toda la energía electromagnética de los fotones coincide en el tiempo y el espacio, originando un frente de ondas en concordancia de fases.
- Amplificación de la radiación.- Característica definitoria de las fuentes láser, producida por el efecto en cascada o de sumación que se produce dentro de la cavidad de resonancia.
- Direccionalidad o colimación.- El rayo permanece intacto y no presenta dispersión, por un perfecto paralelismo, gracias al mecanismo de espejos del resonador óptico. De esta manera conserva toda su

energía a lo largo de su trayecto, lo que permite concentrar gran cantidad de energía en una sección muy pequeña, incluso a gran distancia⁶.



F
Figura 1.- Esquema de un láser (tomado de Pick yPowel, 1993)²⁰

Estas propiedades distinguen a la luz láser de otra energía radiante desorganizada, y son la base de la amplitud de aplicaciones de la misma en la sociedad actual.

Los láseres emiten radiaciones con una extensa gama de longitudes de onda, que se extienden desde las microondas hasta los rayos X. Esto nos va a determinar el campo de acción o de aplicación de cada uno de ellos (Figura 2).

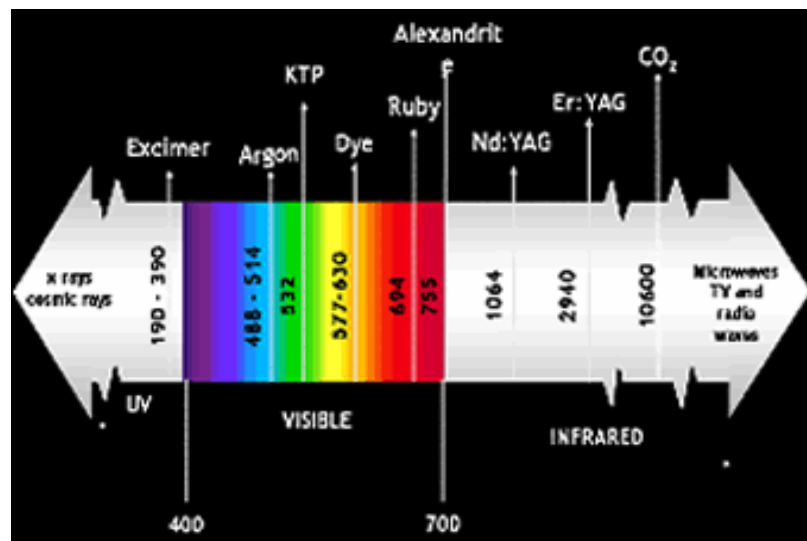


Figura 2.- Tipos de láseres y espectro de emisión
(cedido por el Dr. David Ovadia)

De todos los tipos conocidos son sólo unos pocos los utilizados en Medicina. Dentro del campo odontológico contamos con los siguientes láseres:

Láser de Nd:YAG.-

Desarrollado en 1964 por Geusic el láser de neodimio tiene como elemento activo el Nd^{3+} y como matriz de soporte un medio cristalino de YAG, que está compuesto por itrio, aluminio y oxígeno ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$), aunque su nombre corresponde a las siglas inglesas de itrio, aluminio y granate.

Al igual que el rubí, el YAG es bombeado mediante la luz de un flash o de una fuente luminosa de parecida intensidad. Su funcionamiento es de un láser de cuatro niveles y la longitud de onda es de 1065 nm en el infrarrojo cercano. En su forma pulsada se obtienen potencias del orden de 20-120W.

El haz emitido es invisible, por ello se utiliza un láser de He-Ne (rojo) para dirigir el rayo. Se libera a través de una fibra óptica pura.

Su aplicación en la actualidad es superior a la de un láser de rubí, por sus características superiores y porque el umbral de potencia de bombeo necesario

para su funcionamiento es mucho menor. En Medicina se utiliza por su capacidad de coagulación para tratar lesiones muy vascularizadas, y para zonas donde se requiere una destrucción térmica^{1,9,126}.

La utilización del láser de Nd:YAG sobre los tejidos mineralizados en odontología está en investigación desde 1987. Algunos autores comprobaron que aumenta la unión de las resinas compuestas a la dentina tratada y la de los brackets metálicos de ortodoncia al esmalte, como mencionamos anteriormente^{16,17}. A estas aplicaciones podemos añadir la vaporización del tejido careado, 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^{19,127}.

Láser de Er:YAG.-

Presenta como medio activo un cristal sintético de granate alumínico de itrio contaminado con erbio. Emite en la franja invisible del infrarrojo por lo que precisa de un haz guía de color rojo vivo (visible) emitido por un láser de He-Ne.

Posee máxima absorción por el agua, lo que le hace muy poco penetrante y con mínimo calentamiento de los tejidos subyacentes⁸.

Láser de He-Ne.-

En 1961 Javan desarrolla el primer láser de He-Ne, el más popular de los láseres de gas, y el primero de funcionamiento continuo, capaz de emitir luz ininterrumpidamente durante miles de horas⁸.

El método de bombeo es por descarga eléctrica, el sistema de excitación es por transición electrónica orbital de cuatro niveles. La potencia conseguida es baja del orden de 2-50W. De las varias líneas que es capaz de emitir, la línea roja de

632,8 nm es la más utilizada en los experimentos de difracción, interferencia, holografía y Medicina.

En la actualidad se construyen láseres de He-Ne con una tensión de alimentación del tubo del orden de 1500-2000 mA. Se evita la contaminación del tubo desgasificándolo en vacío con mucho cuidado.

La absorción de este láser a dosis terapéuticas determina dos tipos de efectos, los directos o primarios y los indirectos o secundarios. Los efectos directos son los que se producen en la zona de absorción de la radiación láser y mientras hay absorción de energía, son fundamentalmente de tipo fotoquímico, es decir, de estímulo o en algunos casos bloqueo de algunas reacciones celulares y también actúan normalizando el potencial de la membrana celular alterado y con un efecto de bioestimulación⁶.

Después de múltiples estudios en animales y ensayos clínicos, las aplicaciones del láser de baja potencia quedan encuadradas a fenómenos inflamatorios, tratamiento de aftas, mielosis y contracturas musculares.

Láser de Argón.-

En 1962 Bennet utiliza el láser de argón por primera vez. Excitado mediante electricidad produciéndose transiciones de átomos ionizados, emite una luz de espectro visible, básicamente en azul-verde, con una longitud de onda de 488nm, de color azul, y de 514nm a 532nm, de color verde azulado, y potencia continua de 0,5-100W¹²⁸.

Con este tipo de láser es posible conseguir una concentración de energía en un punto focal con dimensiones menores respecto al láser CO₂. Además al no ser absorbida por el agua se puede utilizar sin producir efectos biológicos apreciables. También por su capacidad de fotocoagular o realizar cortes

hemostáticos en tejidos muy vascularizados y pigmentados, por estas características se utiliza con cierta frecuencia en Medicina^{9,20}.

De esta manera la 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 onda de 488 nm es la necesaria para activar la canforoquinona, el fotoiniciador más común. El tiempo de polimerización resulta más corto que con luces convencionales, incluso algunos estudios demuestran un incremento en la fuerza de la resina polimeriza por láser.

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 al usar este láser para cortar y esculpir tejidos gingivales, ya que no se produciría daño en la superficie del diente durante este procedimiento. Puede ser de utilidad para diagnosticar caries, el láser de argón iluminará el diente y el área afectada por la caries se ve de color naranja-rojizo y fácilmente distinguible de las estructuras sanas de alrededor¹²⁹.

Láser de CO₂-

Descubierto en 1965 por Pattel y cols., fue entre los años 1967 y 1972 cuando se llevaron a cabo numerosas investigaciones encaminadas a determinar las posibles aplicaciones de este nuevo instrumento en el campo de la Medicina¹³⁰.

El láser de CO₂ es el más representativo de los láseres moleculares, los cuales según el medio activo pueden operar en regiones muy distintas del espectro.

Dicho láser puede generar unas longitudes de onda comprendidas entre 10,6 y 9,6 μm , aunque la transición de mayor interés es la de 10,600 μm . Su forma de emisión es en modo continuo con una potencia de 0,5-1 Kw, que puede llegar hasta centenares de Kw en régimen pulsado. Posee un rendimiento excepcional entre 15%-40%¹.

El rayo láser de CO₂ es un haz invisible para el ojo humano, por este motivo estos aparatos estarán constituidos siempre por dos sistemas, uno de ellos será el marcador rojo anaranjado, que normalmente es un láser de He-Ne, y el otro el terapéutico o láser de CO₂.

La luz emitida por este fotobisturí tiene la propiedad de ser absorbida por el agua y por tanto por los tejidos del cuerpo que contienen entre un 25% y 40% de la misma, consiguiendo una evaporación de los fluidos tisulares y consecuentemente una destrucción tisular^{19,20,131}.

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 mecanismos de acción entre la materia viva y el haz láser son múltiples y complejos. Los efectos de este láser sobre los tejidos se pueden clasificar:

- Efecto de vaporización, producido por el efecto térmico de la luz láser que conduce a una vaporización intracelular y extracelular de todas las capas de tejido. La potencia requerida para conseguir este efecto es del orden de 2 a 6 W²⁴.
- Efecto de corte, tiene como fenómeno de base una vaporización con un desplazamiento de haces. En la

práctica se obtiene un buen efecto de corte con una potencia de 5 a 12 W.

- Efecto hemostático, eficaz para vasos con un diámetro inferior a 0,5 mm. Esta hemostasia hace que el láser de CO₂ sea útil en el tratamiento de lesiones con tendencia al sangrado o en pacientes con alteraciones de la coagulación²⁵.

Los efectos del láser de CO₂ sobre los tejidos calcificados ha sido investigada por múltiples autores. Así Bonin y cols.¹⁴ en 1985 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.

La acción del láser de CO₂ sobre el esmalte depende lógicamente 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^{132,133}.

Según Melcer y cols.³³ las indicaciones principales el láser de CO₂ sobre el esmalte serían para la colocación de selladores de surcos y fisuras y restauraciones de resinas compuestas sin necesidad de grabado ácido, colocación de bracketts 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.

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^{134,135}. Melcer y cols.^{34,136} resumen esta acción en una modificación estructural dentina y creación de una barrera cristalina (vitricación); una elevación de la microdureza superficial y esterilización de la dentina.

El láser de CO₂ sobre el cemento, con una potencia elevada (20W) y en tiempos de exposición muy breves (1 segundo), produce una verdadera fusión¹². Esta fusión se acompaña de la presencia en la dentina de pequeños cristales que parecen corresponder a CaCO₃, lo que explicaría el aumento de la dureza de la dentina tras la aplicación de este láser³⁵. Bonin y cols.¹⁴ comprobaron que, aumentando la potencia y manteniendo el tiempo de aplicación breve, se conseguía un aumento de la profundidad de destrucción sin fenómenos de recristalización; por el contrario a igual potencia y mayor tiempo de aplicación se consigue recristalización y aparece un halo de difusión térmica.

En cirugía periapical Melcer³⁴ propuso su utilización por sus efectos vitrificantes y esterilizantes sobre la dentina. Litovsky y cols.¹³⁷ utilizaron el láser de CO₂ para sellar el ápice radicular y esterilizar el área apical tras una técnica quirúrgica convencional.

Láser de diodo semiconductor.-

Utilizan un bombeo por paso de corriente eléctrica continua, y el sistema de excitación es por cambios de densidad electrónica. Se hacen pasar electrones de la banda de valencia a la de conducción creándose un hueco en la banda de valencia que da lugar a la emisión de un fonón (vibración de la red) o la de un fotón.

Este láser consta de un diodo semiconductor que conduce la corriente en un sentido y difícilmente en el opuesto. El núcleo central es un cristal

paralelepípedo de arseniuro de galio (Ga Ar) y consta de dos bloques unidos, uno es positivo con carencia de electrones y el otro es negativo con exceso de electrones. La zona limitante entre ellos es la unión de semiconductores.

La forma de emisión es pulsante con 904 nm de longitud de onda en el infrarrojo lejano. Presenta un rendimiento elevado (50%), pero tiene poca coherencia y la divergencia del haz es de 5-15°⁹.

Además de su utilización como analgésico y antiinflamatorio, se utilizan para la excitación del láser de Nd:YAG⁴.

Después de este repaso sobre los láseres más utilizados en el campo odontológico vamos a centrarnos en el láser de Er:YAG.

LÁSER DE ER:YAG

En la cavidad oral necesitamos ejercer muy distintas acciones terapéuticas sobre tejidos tan diferentes entre sí como son la mucosa, el esmalte o la dentina, de modo que no es nada sencillo crear un láser lo suficientemente polivalente como para satisfacer, con un mismo tipo de láser, los diversos requisitos terapéuticos de una clínica de práctica odontológica general¹³⁸.

Por ello hasta el momento, ninguno de los sistemas de láser, antes mencionados, han conseguido implantarse de forma importante en las clínicas dentales.

En 1987 Hibst y Keller en la Universidad de Ulm, iniciaron sus primeras investigaciones sobre la aplicación del láser de Er:YAG en el campo odontológico. En 1988, este grupo de trabajo fue el primero a nivel mundial en describir el láser de Er:YAG como un método de preparación efectivo, poco agresivo y sin producción de calor para el tratamiento de la caries. A partir de 1990 fueron publicados los primeros informes sobre experimentos en animales

con este láser, cirugía de los tejidos blandos y osteotomías. Se demostró que el láser de Er:YAG puede realizar incisiones y escisiones, de forma similar a las conseguidas con el bisturí, que venían a confirmar las expectativas que se tenían inicialmente, sobre su posible utilización en el ámbito odontológico¹³⁹.

En los Estados Unidos, la utilización del láser de Er:YAG, fue aprobada a principios de 1997 por la Food and Drug Administration (FDA), tras un informe elaborado por cinco profesionales después de tratar 1300 caries, de los que sólo tres pacientes solicitaron anestesia³⁶.

A continuación vamos a exponer las características de la radiación emitida por este tipo de láser, su mecanismo de acción y aplicaciones en el ámbito de la Odontología.

- **Clasificación.-**

- En cuanto a medidas de seguridad europeas (ISO) y americanas (AINSI) se refiere es un láser de clase 4.
- El medio activo es sólido, constituido por un cristal sintético de granate aluminico de itrio contaminado por erbio.
- El tipo de emisión es pulsada, en el infrarrojo (invisible) y con una longitud de onda de 2940 nanómetros (nm).
- Es un láser duro o quirúrgico, que al interactuar con los tejidos va a sufrir una máxima absorción por el agua contenida en ellos con una mínima refracción o penetración en los mismos. Produce un efecto fotoablativo, que es la base de su aplicación clínica.

- **Características.-**

El láser de Er:YAG que se ha comercializado en España, para su uso en Odontología, es la unidad KEY-Láser II de KaVo. Sus principales características son:

- Es un láser pulsante puro, los pulsos tienen una duración de 250 microsegundos y el rango de frecuencia de los impulsos es de 1-15 Hz.
- La energía de cada impulso puede variar de 50 a 500 milijoules (mJ) de potencia máxima.
- La luz emitida por el láser no es visible, por ello conjuntamente con el láser de Er:YAG discurre un láser visible de He-Ne de 635 nm, que emite una luz de color rojo brillante que nos permite dirigir la luz no visible a la zona deseada.
- La energía se transmite a una pieza de mano mediante una fibra óptica. Existen diferentes piezas de mano: la convencional o universal similar a una turbina sin fresa con una energía aplicable de 60-500 mJ con spray; otra para periodoncia con punta de fibra cambiante (forma de espátula) con una energía de 40-330 mJ y con refrigeración de agua; y la de endodoncia con fibras de tres diámetros y cuatro longitudes diferentes, la energía aplicable es de 20-245 mJ.

- **Acción del láser Er:YAG sobre los tejidos bucales:**

El láser de Er:YAG produce una ablación termomecánica con eliminación del tejido sin calentamiento del tejido subyacente. La energía láser aplicada en brevísimas pulsaciones (mcs) es absorbida por el agua del tejido superficial, se produce un calentamiento de la misma hasta alcanzar la temperatura de vaporización. Esta vaporización del agua produce 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:

- 1) 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.
- 2) Alcanzar la energía suficiente para vaporizar el agua contenida. Si trabajamos a energía insuficiente producimos sólo calentamiento y desecación tisular, pero no ablación.
- 3) Trabajar a la distancia focal correcta 12-15 mm, con el haz focalizado, se producirá la mayor eliminación de tejido por impacto para una determinada energía, si trabajamos a menor o mayor distancia de la focal (desfocalizado), el tejido eliminado para una determinada energía será menor.

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 Odontología¹³⁸.

A.- Láser de Er:YAG en tejidos duros dentarios y hueso.-

A.1.- Tejidos dentarios.-

A.1.1.- Esmalte.- El impacto láser en el esmalte produce un cráter de superficie irregular y áspera, con imágenes de “copos o escamas” (copos de ablación), lo que aumenta la superficie microrretentiva para resina compuesta y otros materiales adheridos por retención micromecánica^{8,140}.

Los cráteres son cónicos e irregulares de bordes bien definidos, sin imágenes de lesión térmica (no existen signos de fusión, reblandecimiento, facturas ni carbonización) y sin lesiones estructurales en los tejidos adyacentes¹⁴⁰. El diámetro y la profundidad del cráter varían en función de la energía aplicada y de la distancia focal. A mayor energía, tenemos un cráter de mayor diámetro y profundidad. No obstante la energía necesaria en el esmalte es el doble que en la dentina debido al menor contenido en agua del mismo.

Si se enfoca correctamente, se obtendrá un cráter más profundo y de menor diámetro que cuando desfocalizamos⁸.

A.1.2.- Dentina.- Se produce una eliminación del tejido en forma de cráter como en el esmalte. El perímetro es irregular, no hay efectos térmicos visibles, los túbulos dentinarios quedan abiertos, la dentina intertubular está erosionada y la dentina peritubular forma una pared lisa en la luz de los canalículos. No se produce la capa de smear layer que aparece con los procedimientos mecánicos. El diámetro y la profundidad del cráter es variable también en función de la energía aplicada y la distancia focal¹⁴⁰.

A igual energía el diámetro del cráter es superior en dentina que en esmalte pues la eficacia es superior en la dentina al ser más rica en agua³⁶.

Hibst y Keller¹⁴¹ realizaron un estudio donde analizaron la ablación producida por el láser de Er:YAG por fotografía rápida en un montaje estrioscópico. Los resultados obtenidos apoyan la teoría de una ablación térmicamente inducida, basada en la distribución heterogénea de elementos con niveles altos (agua) y bajos de absorción (hidroxiapatita). La rápida evaporación y el calentamiento del componente acuoso produce una remoción de material altamente eficaz, arrancando los componentes sólidos de los tejidos. La eliminación de material en forma de partículas se produce al alcanzar un umbral de densidad de energía de aproximadamente $3\text{J}/\text{cm}^2$. A

potencias elevadas la velocidad inicial de los fragmentos está en el rango de la velocidad de sonido en el aire. Tras abandonar la superficie de los tejidos las partículas se calientan por la radiación del láser que sigue incidiendo sobre ellas, produciendo fenómenos de incandescencia y fusión.

Posteriormente estos autores comprobaron que el proceso de ablación producido por el láser de Er:YAG en los tejidos duros dentales se produce en dos pasos, comienza por un proceso de evaporación, seguido por microexplosiones. El material evaporado de la “nube de evaporación” se condensa como material fundido en el cubreobjetos y el material expulsado por las microexplosiones procede de las paredes de los cráteres y contiene numerosas micropartículas cristalinas, compuestas por hidroxiapatita y otros componentes inorgánicos⁴¹.

Padrós y cols.¹³⁸ en 1999 afirmaban que el láser de Er:YAG sobre la dentina producía cuatro efectos que merecían destacar por sus aplicaciones en la práctica clínica. Los impactos láser si se aplican con una potencia superior a los 160 mJ, y mejor si es a 250 mJ, eliminan la capa de barrillo dentinario sin necesidad de tener que recurrir al grabado con el ácido fosfórico. Esa eliminación del “smear” se hace sin ensanchamiento de los tubulillos dentinarios que mantienen su diámetro normal, a diferencia de lo que ocurre con la aplicación de ácido, lo que puede contribuir a mejorar las sensibilidades postoperatorias de las restauraciones. Además los impactos láser dejan una superficie dentinaria irregular dura que ofrece una especial posibilidad de microrretención según la potencia con la que incida el rayo.

Por otro lado el láser de Er:YAG no deja una capa de fibras de colágeno liberadas de la hidroxiapatita, como el ácido fosfórico, lo que puede resultar favorable para obtener una unión directa a una superficie dura, limpia y rugosa. Pero quizás el efecto más interesante es la capacidad de dejar una superficie dentinaria estéril, sin afectar a la vitalidad pulpar, gracias a su efecto térmico reducido¹³⁸.

A.1.3.- Pulpa.- Parece ser que el láser de Er:YAG no modifica el flujo sanguíneo de la pulpa y desencadena la formación de dentina terciaria o reaccional⁸.

Keller y cols.¹⁴² estudiaron en incisivos de ratas la afectación pulpar tras la irradiación con láser de Er:YAG. Para ello estudiaron la circulación sanguínea pulpar con mediciones de flujo mediante la técnica de Láser-Doppler. Demostraron que con parámetros de láser apropiados es posible evitar la aparición de daños pulpares durante la preparación de esmalte y dentina.

Los resultados obtenidos por Padrós y cols.¹³⁸ en exposiciones pulpares son muy alentadores. De 21 exposiciones tratadas con láser de Er:YAG consiguieron mantener vital 17, y sólo cuatro necesitaron tratamiento de conductos. La posibilidad que el efecto germicida del láser sea el responsable de esta cadena de éxitos tan llamativa en las exposiciones pulpares tratadas es una de las más sugerentes expectativas de futuro en operatoria dental. Si a esto añadimos los notables estímulos reparadores de la pulpa conseguidos, al parecer, con el propio láser y con las proteínas morfogenéticas 2 y 4, es posible que estemos a las puertas de los primeros tratamientos pulpares propiamente dichos¹⁴³.

A.2.- Hueso.-

La hidroxiapatita está presente tanto en los tejidos dentarios como en el hueso, por ello no es de extrañar que el láser de Er:YAG ofrezca una buena capacidad de remoción con daños mínimos, , debido al proceso de ablación ya mencionados.

Los estudios realizados por varios autores comparando el láser de Er:YAG y el de CO₂ en osteotomías en animales, muestran un corte limpio con daños mínimos en los bordes. En cuanto al tiempo de cicatrización es

comparable al conseguido tras una osteotomía con sierra, en ocho semanas el tejido óseo laminar está ocupando el espacio producido por la osteotomía.

Asimismo los primeros estudios clínicos sobre el empleo del láser Er:YAG en apicectomías muestran resultados similarmente prometedores⁴⁷. Lewandowski y cols.¹⁴⁴ encuentran buenos resultados en este campo obteniendo esterilización de la superficie radicular y ósea en cirugías apicales.

B.- Láser de Er:YAG en tejidos blandos.-

Este láser presenta gran eficacia eliminando los tejidos blandos por ser estos ricos en agua, por lo cual se requieren bajas energías y máxima frecuencias de impulsos (15pps), para tener una buena acción de corte⁸.

Keller y Hibst⁴⁷ tras realizar incisiones y escisiones de tejidos blandos con láser de Er:YAG aprecian cortes muy limpios y profundos con una pequeña zona, de aproximadamente 20-40 μ m, con cambios térmicos, debido a su especial proceso mecánico térmicamente inducido, basado en una alta absorción en agua de la longitud de onda de 2940 nm. Sin embargo no es posible la coagulación de vasos sanguíneos, de tal forma que la ablación del láser se detiene si el sangrado es demasiado importante. Según estos autores es útil para la remoción de grandes alteraciones benignas de la mucosa, como épulis o fibromas de origen protético y para gingivectomías en hiperplasias gingivales, siempre con medidas de seguridad para proteger la superficies dentarias.

Puede ser utilizado también para el tratamiento de una lesión tan frecuente y molesta como las aftas. Sin anestesia se recorre toda la superficie del afta con disparos del láser con 100 mJ de potencia y 6 Hz de frecuencia. Los efectos son espectaculares por cuanto el dolor desaparece de inmediato, la curación se acelera sensiblemente y no aparecen recidivas tempranas¹³⁸.

Según España y cols.³⁶ las técnicas quirúrgicas con láser de CO₂ y el de Er:YAG son muy parecidas y los postoperatorios cursan sin dolor ni edema. Se requiere poca cantidad de anestesia, siendo posible efectuar pequeñas incisiones sin anestesia. La cicatrización se produce más rápida que cuando utilizamos el láser de CO₂, debido al poco efecto térmico lateral que produce.

Las intervenciones no son exangües, como con el láser de CO₂, por lo que al finalizar la intervención se debe comprimir durante unos minutos la zona intervenida, hasta conseguir la hemostasia. Puede conseguirse una hemostasia relativa, si disparamos con el haz desfocalizado, sin spray de agua y a alta frecuencia, debido al efecto térmico lateral que se consigue con estos parámetros. De la misma manera que con el láser de CO₂ no se suturan las heridas superficiales y no se prescribe medicación postoperatoria cuando la superficie tratada es menor a 4cm².

Su uso queda contraindicado en pacientes anticoagulados o con trastornos de la coagulación, así como en lesiones vasculares, angiomas, etc., o lesiones profundas con un gran componente inflamatorio, debido a la baja capacidad coaguladora del láser de Er:YAG y a sus bajos efectos térmicos^{8,36}. Asimismo no debe usarse en la extirpación de lesiones malignas¹³⁸.

- **Aplicaciones en Odontología.-**

Las diferentes aplicaciones del láser de Er:YAG en Odontología han sido y son fuente de múltiples investigaciones. Después de repasar la literatura científica hemos encontrados las siguientes posibles aplicaciones en este campo:

A.- Odontología Conservadora.-

Lo más importante en los tratamientos de Odontología Conservadora es la no utilización de soluciones anestésicas. Algunos autores hablan de un 90%

de tratamientos sin anestesia, otros del 75%. No obstante es muy importante la utilización del spray de agua para minimizar la sensación dolorosa y facilitar la ablación³⁶.

En cuanto a la utilización del láser Er:YAG frente al método convencional de preparación de cavidades, existen diferencias entre las preferencias de los profesionales y los pacientes. Según Evans y cols¹⁴⁵ en un estudio publicado en el 2000 la mayoría de los odontólogos preferían la turbina para la preparación de cavidades, frente a los pacientes que optaban por el láser.

A.1.- Eliminación de caries.- Debido a la pobre absorción de los láseres infrarrojos sobre el esmalte dental, la mayoría de los autores coinciden que es preferible iniciar los tratamientos utilizando material rotatorio convencional, que permite una exploración segura y conservadora de las fisuras. Una vez se haya logrado este objetivo se puede utilizar el láser para esterilizar la superficie obtenida o cuando el paciente refiera alguna molestia, si estamos trabajando sin anestesia³⁶.

Peña y cols¹⁴⁶. en 1999 estudiaron la capacidad del láser Er:YAG para crear cavidades clase V adecuadas y adherir materiales de restauración de manera clásica. Los resultados obtenidos mostraron que no existen diferencias estadísticamente significativas de microfiltración entre las cavidades realizadas con láser y las preparadas de manera convencional. Tampoco encontraron diferencias de microfiltración en función del tejido de cierre, esmalte o cemento.

En cambio en grandes cavidades el láser de Er:YAG ofrece unos efectos muy interesantes sobre la superficie de la dentina profunda. Efectos más interesantes cuanto más profunda, extensa y próxima a pulpa sea esta cavidad, ya que reduce las sensibilidades postoperatorias¹³⁸

Keller y Hibst¹⁴⁷ consideran que al preparar la dentina próxima a la pulpa, es posible conseguir una remoción precisa y moderada, sin provocar daños pulpares irreversibles, si se eligen los parámetros de láser correctos. En un estudio realizado en perros demuestran que el láser sólo produce una reacción pulpar si se aplica cerca del tejido pulpar o se provoca una exposición pulpar artificial. Tras un periodo postoperatorio de 6-8 semanas en los dientes vitales observaron la aparición de neogénesis dentinaria en la zona opuesta al defecto producido en los tejidos duros por el haz de láser.

Estos experimentos en realizados en animales también apuntaron los primeros datos referidos a una posible preparación de cavidades sin dolor, que fueron confirmados tras una fase de estudio clínico de tres años de duración. En otro estudio, realizado en varias clínicas universitarias alemanas, se comparó la preparación de cavidades con el láser de Er:YAG con la preparación convencional con instrumentos rotatorios. En más del 80% de los tratamientos, los pacientes refirieron que la preparación con instrumentos rotatorios era más desagradable y expresaron su preferencia por el láser para futuros tratamientos, por la ausencia de dolor aunque el tiempo de preparación fuera mayor¹⁴⁸.

A.2.- Eliminación de composites, compómeros y cementos.- La remoción de materiales antiguos de obturación, tales como composites, ionómeros y silicatos, es posible con el láser de Er:YAG. Para materiales como las incrustaciones metálicas, reconstrucciones de oro y cerámica etc, está contraindicado su uso por la gran reflexión de energía que se produce en su superficie³⁶. Las obturaciones antiguas de amalgama de plata no se deben retirar con el láser por la altas concentraciones de mercurio que se producen en este proceso¹⁴⁸.

A.3.- Grabado del esmalte.- La textura rugosa que queda en el esmalte tras la irradiación con láser de Er:YAG, y debido al aumento de superficie que ello supone, incrementa la fuerza de adhesión de los materiales de obturación.

Aunque esta fuerza es inferior a la que se obtiene con la utilización del ácido ortofosfórico, se obtienen valores suficientes para asegurar un buen sellado de la cavidad³⁶.

En un estudio realizado en incisivos bovinos, sometidos previamente a distintos tratamientos con láser, se adherieron resinas compuestas fotopolimerizables de microrrelleno. Una parte de las superficies dentarias fue tratada exclusivamente de forma desfocalizada, mientras que otra parte fue acondicionada con distintos patrones superpuestos de pulsos de láser focalizados. Las muestras fueron sometidas a ciclos térmicos y se determinó la adhesión de las resinas compuestas a través de pruebas de resistencia a tracción. Los mejores resultados se obtuvieron tras acondicionar el esmalte aplicando el láser de forma desfocalizada con un patrón fino de pulsos únicos focalizados superpuesto. La resistencia a las fuerzas de tracción alcanzó un 92,5% de la adhesión conseguida tras un grabado ácido¹⁴⁹.

A.4.- Acondicionamiento dentinario para la obturación con adhesivos.- La dentina preparada con láser de Er:YAG ofrece mayores fuerzas de adhesión que si se prepara con el material rotatorio convencional. Cuando se observa la dentina irradiada a microscopía electrónica de barrido, se aprecia una gran rugosidad, lo que favorece un mayor anclaje de las resinas de obturación³⁶.

La capacidad de esterilización dentinaria de este láser, sin sobrecalentamiento en las vecindades del impacto, puede ser útil en la superficie de dientes vitales, tras un tallado protésico, previo al sellado de túbulos con un adhesivo dentinario¹³⁸.

B.- Endodoncia.-

El láser de Er:YAG en Endodoncia se utiliza para facilitar la instrumentación manual, efectuando pequeñas ablaciones en las paredes de los conductos, que permiten una preparación biomecánica de los conductos

con menor esfuerzo. Para ello contamos con finas terminales compuestas por prismas especiales de tres diámetros (30, 40 y 50) y longitudes (28mm y 10mm) diferentes según el tamaño del conducto^{8,36,148}.

La incidencia del rayo láser sobre las paredes del conducto es forzosamente tangencial o muy oblicua y, por tanto prácticamente perpendicular a la dirección de los túbulos dentinarios.

La irradiación con láser de las paredes de los conductos puede resultar sumamente útil para eliminar el “smear” y los gérmenes que han resistido los abundantes y profusos lavados con el hipoclorito al 5% o la clorhexidina. La técnica aconsejada consiste en ajustar la potencia a 169mJ con frecuencias variables de 6-10 ó 15Hz según el grosor de las paredes del conducto. Se introduce la terminal adecuada al diámetro del conducto hasta 2 ó 3mm del ápice, si no se llega a alcanzar con la luz láser el extremo apical se pueden dejar gérmenes que impliquen el posterior fracaso del tratamiento. Una vez conseguida la posición se conecta la secuencia de impulsos y se inician movimientos circulares con la punta del instrumento, siguiendo las paredes del conducto y se va retirando al mismo tiempo la terminal del interior del conducto a una velocidad aproximada de 2mm/s. Esta maniobra se repite de tres a cinco veces para obtener la mejor esterilización dentinaria^{138,150}.

González¹⁵¹ en el año 2000 realizó una revisión bibliográfica sobre la posibilidad de esterilización con diferentes laceres del conducto radicular y su posible utilidad en el tratamiento endodóncico tradicional, concluyendo que aunque el láser tiene efectos térmicos de limpieza y bactericidas en el conducto radicular sigue siendo necesaria la instrumentación manual previa a la utilización del láser.

C.- Periodoncia.-

Para su aplicación en Periodoncia contamos con otra pieza de mano especial, que transmite la energía a través de un cristal de cuarzo en forma de espátula, que se introduce en el interior de las bolsas periodontales.

Aoki y cols.¹⁵² en 1994 realizaron un estudio sobre la remoción del cálculo subgingival in vitro en 53 dientes humanos extraídos. Llevaron a cabo dos experimentos, primero removieron el cálculo subgingival con láser con niveles de energía de 10-120 mJ/pulso (3,5-42,4 J/cm²/pulso) y una tasa de repetición de 10 pulsos por segundo e irrigación de agua. En el segundo experimento la remoción del cálculo se hizo por láser con y sin irrigación de agua, con 30 mJ/pulso y 10 pulsos por segundo. Se compararon los cambios morfológicos, la eficacia y los cambios de temperatura producidos con y sin irrigación. In vitro, el láser de Er:YAG combinado con irrigación de agua fue capaz de remover el cálculo subgingival de la superficie radicular de forma eficaz con un nivel de energía de aproximadamente 30 mJ/pulso y 10 pulsos por segundo. La ablación de sustancias dentarias al utilizar el láser para la remoción del cálculo se limitó al cemento. Y apenas se produjo aumento de la temperatura en la superficie radicular durante el tratamiento.

Keller y Hibst¹⁵³ estudiaron también los efectos de la remoción del cálculo subgingival con este láser en dientes humanos recién extraídos con placa bacteriana y cálculo mineralizado. Fue posible realizar una remoción efectiva del cálculo con 50mJ ó 150mJ con una fibra triple, consiguiendo una pérdida de sustancia de aproximadamente 5,1 mg/min. Los estudios histológicos de la superficie del cemento presentaron un aspecto alisado, alternando con depresiones irregulares producidas por las puntas de las fibras, lo cual puede considerarse una buena condición previa para la regeneración de los tejidos periodontales.

García Núñez y cols.¹⁵⁴ obtienen resultados aceptables en la eliminación del cálculo, cuando la instrumentación se realiza a energías de 120 y 140 mJ (42-49 J/cm²/ pulso) y frecuencia de 10 Hz, aplicando la radiación en contacto directo con el terminal de fibra de vidrio. Sin embargo, comprueban que a niveles de energía de 140 mJ y frecuencia de 10 Hz puede generar surcos en las superficies radiculares y a 170 mJ produce cráteres de varios nanómetros. Para estos autores el problema de este láser es conseguir un aplicador que permita el adecuado acceso de la radiación.

Padrós y cols.¹³⁸ observan en el microscopio electrónico de barrido que si la aplicación del haz de rayos es tangencial a la superficie radicular, el cemento no sufre trastorno de ningún tipo, pero si el operador incide el rayo del láser sobre el cemento radicular con cierto ángulo, éste sufre ablaciones y cavitaciones perjudiciales. Es importante, por tanto, que el operador sepa cómo debe actuar con la espátula de prismas conductora de los rayos.

El efecto bactericida del láser de Er:YAG sobre las bacterias periodontopatógenas ha sido investigado por varios autores. Ando y cols.⁴³ en 1996 publicaron un estudio in vitro de la acción de este láser sobre colonias de *P. gingivalis* que fueron irradiadas con una energía entre 1,8-10,6 J/cm². Se detectaron zonas de inhibición de crecimiento en las áreas irradiadas con una energía superior a aproximadamente 0,3 J/cm². El índice de supervivencia de las bacterias viables dentro de las colonias *P.gingivalis* irradiadas con láser descendió de manera significativa tras la aplicación de una energía de 7,1 y 10,6 J/cm², en comparación con el índice del grupo control.

D.- Implantología.-

Se ha propuesto su utilización en las segunda fases quirúrgicas, en aquellos casos en que se podría utilizar el bisturí circular (punch) para exponer el tapón de cicatrización del implante. Las ventajas, respecto a la

exposición por medios mecánicos se concretan en que se elimina sin presión ni contacto sólo la cantidad de tejido necesaria para conseguir una impresión correcta en la fase protésica. Por lo general no es necesario la utilización de anestesia local. Keller¹³⁹ también propone su utilización en infecciones periimplantarias utilizando una irradiación subablativa.

Padrós y cols.¹³⁸ no aconsejan la utilización del láser sobre el titanio de los implantes, aunque en dos ocasiones usaron el láser para la remodelación de la mucosa periimplantaria sin que apareciera complicación alguna en la osteointegración.

Contrariamente a esta opinión la tendencia actual de otros autores es la utilización del láser de Er:YAG en el tratamiento de infecciones o alteraciones periimplantarias. Así Kreisler y cols.¹⁵⁵ en el 2002 estudiaron el efecto bactericida de este láser sobre tres tipos de superficies implantarias (SA, TPS y HA), encontrando una reducción bacteriana sin incremento de la temperatura ni alteraciones en la superficie del implante.

E.-Prótesis.-

Con este láser no es posible realizar ningún tallado protésico razonable, pero si puede ser útil, desfocalizándolo, para esterilizar la superficie de la dentina recién tallada en los dientes vitales, antes de sellar los tubulillos con el adhesivo dentinario correspondiente y proseguir con la toma de impresiones, etc. También se puede usar antes de la cementación definitiva de coronas con resinas^{36,138}.

Algunos autores afirman que puede ser utilizado para grabar en clínica las carillas de cerámica, no obstante las pruebas iniciales realizadas satisfactorias¹⁵⁶.

Puede ser utilizado en el ámbito de la cirugía preprotésica para el remodelado gingival de la zona del pónico y para efectuar la retracción gingival previa a la toma de impresiones³⁶.

F.-Ortodoncia y Odontopediatría.-

El láser de Er:YAG puede ser utilizado en dientes temporales lo mismo que en definitivos. Además puede utilizarse para la colocación de selladores de puntos, fosas, surcos y fisuras⁸.

En el tratamiento de fosas y fisuras la actuación del láser sería equivalente a pasar una fresa fina con la finalidad de que no queden surcos muy retentivos y pudiendo colocar directamente la resina selladora, debido al grabado que se produce con el láser³⁶. Sin embargo, Padrós y cols.¹³⁸ afirman que no encuentran ventajas especiales en la aplicación de este láser en las fisuras oclusales de los molares, porque no nos brinda la apertura selectiva de la fisura ni nos revela con mayor sensibilidad que la fresa las caries iniciales ocultas.

También puede utilizarse para efectuar el grabado previo al cementado de brackets. Según España³⁶ los valores de adhesión que se obtienen son inferiores a los conseguidos con el ácido ortofosfórico, pero superan el 70% necesario para ser considerada una técnica válida.

En este sentido Fernández-Cáliz¹⁵⁷ consiguió utilizando el láser de Er:YAG para el grabado de la superficie del esmalte una superficie más mineralizada que el grabado ácido, lo que hace pensar en una superficie más resistente al ataque bacteriano. Sin embargo, consigue menor resistencia con el grabado con láser, que se traduce en una mayor fractura del esmalte de los anclajes ortodóncicos cementados tras dicho tratamiento, frente al grabado con ácido ortofosfórico.

G.- Cirugía.-

G.1.- Cirugía de tejidos blandos.- La utilización de este láser amplía el abanico terapéutico del odontólogo, pudiendo tratar en la consulta un sin número de lesiones benignas de modo sistemático¹³⁸. Según Keller¹³⁹ este láser puede ser útil en las siguientes técnicas quirúrgicas:

- Displasias benignas de la mucosa oral.- Lesiones como leucoplasias, liquen plano y pigmentaciones pueden ser eliminadas por escisión o ablación exfoliativa. La escisión presenta la ventaja de poder analizar histológicamente la totalidad del tejido patológico y de no producir una molesta zona de necrosis de origen térmico, como se produce con el láser de CO₂ o de Nd:YAG, que limita la capacidad del anatomopatólogo para estudiar las zonas marginales.
- Hiperplasias, tumoraciones y quistes.- Para la extirpación de fibromas, lipomas, épulis, ránulas, etc., para estas intervenciones generalmente es necesario recurrir a la anestesia local. Durante la escisión el tejido es mantenido bajo una tensión leve con una pinza. Se prepara el tejido patológico por capas, a modo de socavado, sin contacto o sólo con un contacto leve entre la fibra y el tejido. A continuación, si se considera necesario, se puede irradiar la superficie abierta de la herida de forma no focalizada con energía subablativa, con la frecuencia máxima de pulsos para obtener un efecto hemostático. Con la pieza angulada se pueden nivelar los márgenes de la mucosa obteniendo al mismo tiempo una hemostasia.
- Frenulectomías, incisiones de abscesos y patologías eruptivas.- Las incisiones se realizan con dosis bajas de energía por pulso, con un máximo de 300 mJ, y frecuencias de pulsos de hasta 15 Hz, superponiendo una línea de pulsos sobre la otra con un leve movimiento de barrido para profundizar en el corte. Utilizando frecuencias altas y energías bajas se consigue una reducida tendencia al sangrado. La reducción del número de gérmenes en el campo

operatorio irradiado produce una cicatrización sin complicaciones, disminución del edema y cicatrices. En la mayoría de los casos no es necesario instaurar tratamiento analgésico.

G.2.- Cirugía ósea.- La aplicación de este láser en osteotomías parece ser más ventajosa que la del láser CO₂, observándose un corte más limpio y una más rápida cicatrización.

Su utilización en el campo de la cirugía periapical es defendida por diversos autores que ven ventajas significativas sobre los métodos tradicionales. La realización de osteotomía y la apicectomía con el láser de Er:YAG supone que este paso de la cirugía periapical sea más limpio, ya que no se impulsan contaminantes sobre la herida (lubricantes del instrumental rotatorio) y prácticamente no quedan detritus en la cavidad, lo que mejora significativamente la cicatrización y el postoperatorio¹⁵⁸. Además el efecto esterilizante de la superficie radicular y ósea parece mejorar los resultados de este tratamiento¹⁴⁴.

4. MATERIALES

El presente trabajo se realizó en el Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial, en la Unidad Docente de Cirugía Bucal y Maxilofacial y en el Laboratorio de Microbiología de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

El material empleado en la realización del presente trabajo puede agruparse en dos apartados:

4.1. ESTUDIO IN VITRO.

4.1.1. Material dentario

4.1.2. Material quirúrgico

4.1.3. Material de Laboratorio y Microbiológico

4.1.4. Material físico

4.1.5. Material complementario

4.1.1. Material dentario

Se utilizó una muestra de 47 dientes unirradiculares (incisivos, caninos y premolares) extraídos por motivos periodontales.

Estos dientes procedían de pacientes que acudieron a la Unidad Docente de Cirugía Bucal y Maxilofacial de la Facultad de Odontología de la U.C.M..

4.1.2. Material quirúrgico

El material quirúrgico utilizado fue el habitual para realizar exodoncias simples: (Figura 3)

-Jeringa tipo carpule

-Aguja larga de 42mm o aguja corta de 27mm desechable

- Anestesia en carpule tipo Articaína con epinefrina (Ultracáin 1:100000[®])

- Fórceps de arcada superior e inferior
- Botadores rectos



Figura 3.- Instrumental de exodoncia

4.1.3. Material de Laboratorio y Microbiológico

El material utilizado pertenece al Servicio de Microbiología de la Facultad de Odontología de la U.C.M.:

- Tubos de recogida de muestras preparados con un medio de enriquecimiento: caldo de triptona soja (BBL).
- Estufa (Figura 4)



Figura 4.- Estufa

- Medio de cultivo agar-sangre con hemina y menadiona

- Jarras de anaerobiosis (Figura 5)



Figura 5.- Jarras de anaerobiosis

- Lupa estereoscópica de WILD (Figura 6)



Figura 6.- Lupa estereoscópica

4.1.4. Material físico

Contamos con el aparato móvil KEY Láser 2 (KAVO®), que presenta las siguientes características: (Figura 7)

- Láser de medio sólido: Láser de Erbio YAG clase 4
- Longitud de onda: 2,940nm
- Modo de operación: en pulsos
- Potencia de radiación: 50-500mJ
- Frecuencia de pulsos: 1-15Hz
- Rayo guía: 635mm/1mw
- Potencia de entrada: máximo 1,5Kw
- Conexión de entrada: 230V, 50/60Hz/10



Figura 7.- KEY Láser 2 (Kavo®)

4.1.5. Material complementario

- Fichas de recogida de datos
- Material bibliográfico
- Material fotográfico

4.2. ESTUDIO CLÍNICO.

4.2.1. Recursos humanos

4.2.2. Material quirúrgico

4.2.3. Material de Laboratorio y Microbiológico

4.2.4. Material físico

4.2.5. Material complementario

4.2.1. Recursos humanos

Para la realización de este estudio participaron una muestra de 45 pacientes, que estando en perfecto estado de salud general, fueron remitidos a la Unidad Docente de Cirugía Bucal de la U.C.M., con indicación expresa para la realización de cirugía periapical.

4.2.2. Material quirúrgico

- Jeringa tipo carpule
- Aguja larga de 42mm o aguja corta de 27mm desechable
- Anestesia en carpule tipo Articaína con epinefrina (Ultracáin1:100000[®])
- Bisturí tipo Bard-Parker
- Hojas de bisturí del n°15 desechables
- Separadores Farabeuf
- Periostotomos
- Micromotor quirúrgico con pieza de mano
- Cucharillas de legrado
- Fresas redondas y de fisuras de carburo de tungsteno

- Contraángulo con microcabeza para apicectomía (Figura 8)
- Vaso dappen
- Fresas de cono invertido para microcabeza
- Atacadores y bruñidores de amalgama para apicectomía
- Portaamalgama para apicectomía (Figura 8)
- Pinzas de Adson
- Portaaguja tipo Mayo
- Sutura de 00 ó 000

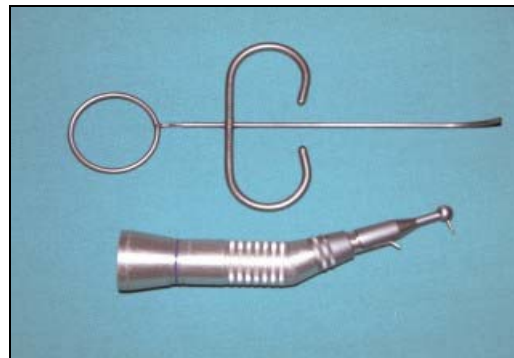


Figura 8.- Instrumental apicectomía

4.2.3. Material de Laboratorio y Microbiológico

- Puntas de papel estéril n°40
- Viales con Reduced Transpor Fluid (RTF)
- VORTEX 30 minutos
- Cultivo en placas de agar sangre con hemina y menadiona .- Se trata de un medio de cultivo OXOID n°2 agar base con 5% de sangre desfibrilada de caballo y 5% de solución de hemina y menadiona. Permite identificar las siguientes especies: *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*, *Campylobacter rectus*, *Tanerella forsythensis* (*Bacteroides forshytus*),

Peptostreptococcus micros y *Actinomyces odontolyticus* (Figuras 9 y 10).

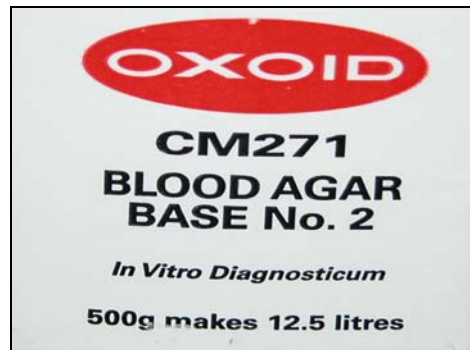


Figura 9.- Medio de cultivo OXOID n°2



Figura 10.- Cultivo en placas de agar sangre

- PBS para diluciones décimo-normales. Su composición es la siguiente para 1000 ml de solución:
 - + NaCl: 8gr
 - + KCl: 0,2gr
 - + Na₂HPO₄: 1,4gr
 - + KH₂PO₄: 0,2gr
 - + 1000ml de H₂O destilada
- Jarras de anaerobiosis. Se realizan tres llenados con 10% CO₂, 10% H₂ y 80% N₂ (Figura 5)
- Bombas de vacío

4.2.4. Material físico

- Aparato móvil KEY Láser 2 (KAVO®), que ha sido descrito con anterioridad (Figura 11)

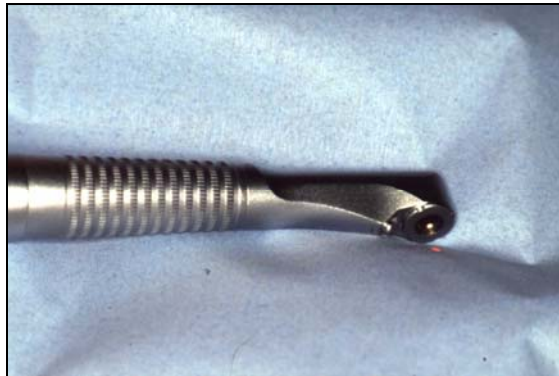


Figura 11.- Cabeza del láser Er:YAG

- Lupa Estereoscópica WILD.- Que nos permitió la observación de las muestras hasta con 20 aumentos (Figura 6)
- Microscopio óptico (Figura 12)



Figura 12.- Microscopio óptico

4.2.5. Material complementario

- Radiografías periapicales y ortopantomografías
- Fichas de recogida de datos
- Material bibliográfico
- Material fotográfico

5. METODOLOGÍA

La metodología que seguimos en nuestra investigación se hizo en dos fases:

5.1. Estudio in vitro

5.2. Estudio clínico

5.1. ESTUDIO IN VITRO.

En primer lugar se realizó el estudio in vitro en el que se siguieron los siguientes pasos:

5.1.1. Selección de pacientes

5.1.2. Tratamiento quirúrgico

5.1.3. Irradiación con láser de Er:YAG

5.1.4. Introducción en medio de enriquecimiento

5.1.5. Siembra en placas de agar sangre

5.1.6. Recuento de colonias

5.1.7. Análisis Estadístico

5.1.1. Selección de pacientes.

Se seleccionaron los pacientes que acudieron a la Unidad Docente de Cirugía Bucal y Maxilofacial de la Facultad de Odontología de la U.C.M., y requerían la exodoncia de dientes unirradiculares por motivos periodontales.

5.1.2. Tratamiento quirúrgico.

Se realizaron las exodoncias bajo anestesia local (Ultracáin[®]) ayudándonos de elevadores y fórceps, y sin que en ningún caso precisaran de tratamiento quirúrgico.

5.1.3. Irradiación con láser de Er:YAG.

Una vez obtenidas las muestras, los dientes recién extraídos se dividieron en cuatro grupos:

- Grupo I o Grupo Control: Integrado por 10 dientes no irradiados con láser de Er:YAG .
- Grupo II: Integrado por 13 dientes irradiados con láser de Er:YAG a 250mJ.
- Grupo III: Integrado por 12 dientes irradiados con láser de Er:YAG a 350mJ.
- Grupo IV: Integrado por 12 dientes irradiados con láser de Er:YAG. a 450mJ.

Inmediatamente después de la extracción dentaria los Grupos II, III y IV, los dientes fueron irradiados con láser de Er:YAG en su totalidad, es decir, toda su superficie corono-radicular en condiciones estériles y con las siguientes características: (Figura 13)

- Aplicación focalizada con 0,5-1cm de distancia focal
- Potencia de aplicación: 250mJ, 350mJ y 450mJ en los grupos II,III y IV respectivamente
- Frecuencia de aplicación de 10Hz



Figura 13.- Diente irradiado

5.1.4. Introducción de los dientes en un medio de enriquecimiento.

Los 47 dientes se introdujeron en un medio de enriquecimiento, caldo de triptona soja, para su incubación, donde permanecieron durante 72 horas a 37°C en condiciones

de anaerobiosis. Se realizaron controles visuales a las 24 horas, 48 horas y 72 horas, considerándose que existía crecimiento de microorganismos cuando aparecía turbidez en el medio (+) y que no existía cuando había transparencia (-) (Figura 14).



Figura 14.- Diente en caldo triptona soja

5.1.5. Siembra en placas de agar sangre.

A continuación se procedió a sembrar en placas de agar-sangre con hemina y menadiona, en las mismas condiciones anteriores, es decir, 37°C y anaerobiosis, durante 7 días.

5.1.6. Identificación de colonias.

Pasado este tiempo se procedió a confirmar, con la ayuda de una lupa estereoscópica y microscopio, si los resultados de los controles visuales realizados en el medio de enriquecimiento coincidían con la siembra en placas de agar sangre.

5.1.7. Análisis estadístico.

La metodología estadística seguida en esta parte de la investigación ha sido la siguiente:

Estadística descriptiva.- Se realizaron tablas de frecuencia para analizar la respuesta de cada variable.

Tablas de contingencia.- Para analizar la asociación entre dos variables, obteniendo el test de chi- cuadrado.

5.2. ESTUDIO CLÍNICO.

En esta fase de nuestra investigación los pasos que se siguieron fueron los siguientes:

- 5.2.1. Selección de pacientes
- 5.2.2. Técnica quirúrgica
- 5.2.3. Irradiación con láser de Er:YAG
- 5.2.4. Toma de muestra postirradiación
- 5.2.5. Sutura y postoperatorio
- 5.2.6. Cultivos microbiológicos
- 5.2.7. Controles evolutivos

5.2.1. Selección de pacientes.

Para ello se realizó un diagnóstico clínico y radiológico, ayudándonos de radiografías periapicales y ortopantomografías. Se seleccionaron aquellos pacientes que, contando con un buen estado de salud general, presentaban lesiones periapicales en dientes incisivos, caninos y premolares. Ver indicaciones en la siguiente tabla: (Tabla 3)

1. Cirugía tras accidente terapéutico	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sobreinstrumentación 2. Sobreobturación 3. Rotura de instrumentos 4. Rotura de material de obturación 5. Dolor persistente
2. Cirugía por patología previa	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apice abierto 2. Fenestración y dehiscencia 3. Patología periapical precedente 4. Lesión periodontal
3. Cirugía por complicaciones anatómicas	<ol style="list-style-type: none"> 1. Curvatura radicular intensa 2. Conductos laterales y accesorios 3. Peligro de fractura dental 4. Otras anomalías radiculares
4. Cirugía por fracaso del tratamiento endodóncico	<ol style="list-style-type: none"> 1. Fracaso del tratamiento convencional 2. Material no soluble en conducto radicular 3. Fracaso tras restauración con espiga 4. Fracaso por motivos clínicos desconocidos

Tabla 3.- Indicaciones de cirugía periapical

5.2.2. Técnica quirúrgica.

La técnica quirúrgica seguida fue la siguiente:

- Anestesia
- Incisión y despegamiento
- Osteotomía y localización de la lesión, con pieza de mano y fresa redonda de carburo de tungsteno
- Toma de una muestra con puntas de papel estéril en la zona de la lesión. Se utilizaron dos puntas de papel estéril consecutivas durante 10 segundos, que introducimos en un medio de transporte reducido (RTF) (Figuras 15 y 16)
- Legrado y curetaje de toda la lesión
- Sección de la zona apical mínima y necesaria en cada caso, con la ayuda de pieza de mano y fresa de fisura

- Realización de la cavidad apical con ayuda de microcabeza y fresa redonda y troncocónica (Figura 17)
- Colocación de la obturación retrógrada de amalgama de plata

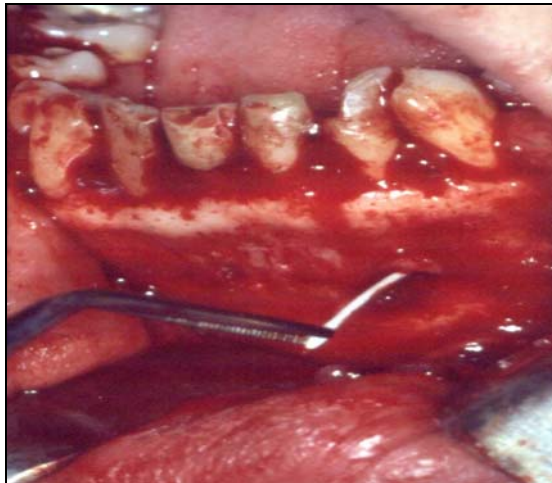


Figura 15.- Toma de muestra preirradiación

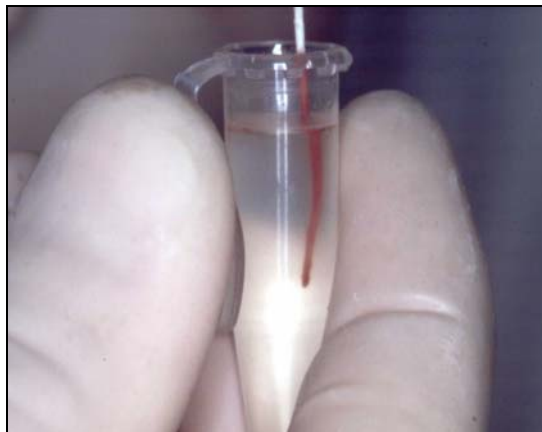


Figura 16.- Introducción de puntas en RTF

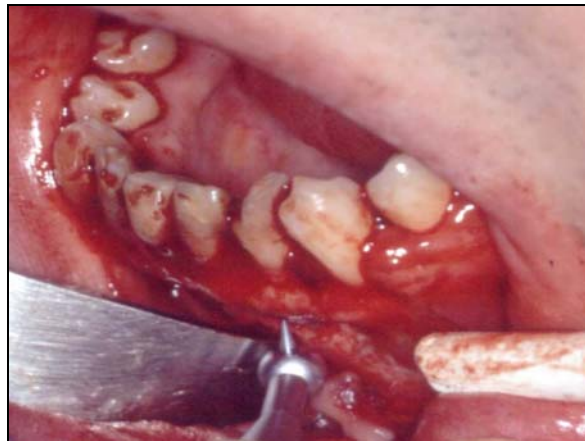


Figura 17.- Realización de cavidad retrógrada

5.2.3. Irradiación con láser de Er:YAG.

Se procedió a continuación a irradiar con láser de Er:YAG el defecto óseo, dejado tras la osteotomía y legrado de la cavidad, y el cemento radicular remanente, en la totalidad de la muestra. (Figura 18)

Los parámetros que se aplicaron fueron los siguientes:

- Aplicación focalizada a una distancia de 0,5-1cm
- Potencia de aplicación de 350mJ
- Frecuencia de aplicación de 10Hz



Figura 18 .- Irradiación cavidad ósea

5.2.4. Toma de muestra postirradiación.

Tras la aplicación del láser se tomó una muestra de la zona de la lesión con puntas de papel estéril, introduciéndose de nuevo dos puntas de papel consecutivas durante 10 segundos (Figura 19).

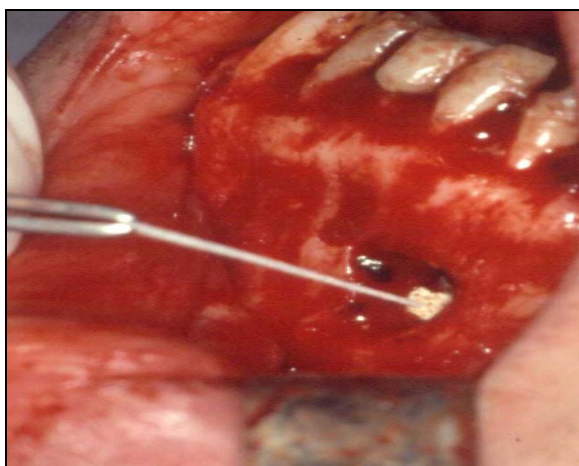


Figura 19.- Toma de muestra postirradiación

Las muestras se transportaron en un vial de 1,5ml con un medio de transporte RTF y se llevaron al Laboratorio de Microbiología para su procesamiento y posterior identificación.

5.2.5. Sutura y postoperatorio.

Se procedió a suturar de manera convencional utilizando suturas de 000 (Figura 20).



Figura 20.- Imagen de sutura

Indicamos a continuación las normas, medidas higiénicas y tratamiento a seguir tras la intervención:

- Amoxicilina 750mg 1c/8h durante 7 días
- Diclofenaco sódico 50mg 1c/8h durante 4-5 días
- Metamizol magnésico 1c/6h (en caso de dolor)

5.2.6. *Cultivos microbiológicos.*

Las muestras tomadas antes y después de la irradiación con el láser de Er:YAG se procesaron en el Laboratorio de Microbiología.

Las muestra tomadas antes y después de la irradiación con láser de Er:YAG se transportaron en RTF, como ya se mencionó, y se disgregaron con Vortex y diluyeron en una solución salina, PBS, y fueron inoculadas en los medios de cultivo: agar- sangre con hemina y menadiona.

Pasado este tiempo procedimos al recuento de colonias e identificación de bacterias con la ayuda de la lupa estereoscópica y microscopio óptico (Figura 21).



Figura 21.- Imagen de placa de cultivo

Los resultados del análisis microbiológico se presentaron en UFC/ml y porcentaje de la flora total.

5.2.7. Controles evolutivos.

A los 7 días se procedió a la retirada de la sutura.

Posteriormente realizamos controles clínicos y radiográficos a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 24 meses después de la intervención, ayudándonos de radiografías periapicales y ortopantomografías.

En los controles clínicos se evaluó la presencia de sintomatología, considerando como (+) cuando la evolución fue favorable y (-) cuando el paciente presentó inflamación, dolor o fístula.

Mediante los controles radiográficos se valoró el índice de osificación de la lesión, utilizándose la escala que aparece en la Tabla 4.

Tabla 4.- Escala de osificación

	Índice de osificación	Valor
No osificación	No	0
Estadio inicial	$< \frac{1}{2}$	1
Estadio intermedio	$\frac{1}{2}$	2
Estadio avanzado	$> \frac{1}{2}$	3
Estadio completo	Completo	4

5.2.8. Análisis estadístico de los resultados.

Para terminar se procedió al análisis estadístico de los resultados obtenidos en nuestra investigación.

La metodología estadística empleada fue la siguiente:

Estadística descriptiva.- Dado que las variables examinadas son cualitativas se calcularán las frecuencias absolutas y relativas porcentuales, realizándose tablas de frecuencias para describir las respuestas de cada variable.

Tablas de contingencia.- Se obtuvieron tablas de contingencia para analizar la asociación entre dos variables, analizándose el test de chi-cuadrado cuando se comparan grupos (estudio in vitro) y el test de McNemar para comparar cambios de una variable (bacterias antes y después del tratamiento).

Todos los datos fueron tratados estadísticamente con el programa SPSS versión 11.5.

6. RESULTADOS

6.1. ESTUDIO IN VITRO.

Los resultados que se reflejan en este apartado corresponden a los recogidos en la primera fase de la experimentación, que tiene como objetivo determinar la potencia a la que se consigue un efecto esterilizante con el láser de Er:YAG en dientes in vitro.

Para ello, se realizaron controles visuales a las 24 horas, 48 horas y 72 horas de las muestras tratadas previamente con el láser de Er:YAG e introducidas en caldo de triptona soja. A continuación se efectuaron cultivos microbiológicos en placas de agar sangre durante una semana en anaerobiosis, como se explicó anteriormente en la metodología.

La muestra integrante de esta fase de la experimentación estaba constituida por 47 dientes divididos en los grupos I, II, III y IV descritos con anterioridad (Tabla 5).

Tabla 5. Tabla de frecuencia

Grupos		Frecuencia	Porcentaje
Válidos	I	10	21.3
	II	13	27.7
	III	12	25.5
	IV	12	25.5
	Total	47	100.0

Los datos se recogieron valorando como (+) la presencia de turbidez en el medio o de crecimiento bacteriano, y como (-) la transparencia en el medio o de no crecimiento bacteriano.

A continuación vamos a pasar al análisis de los resultados obtenidos en esta primera parte de nuestra investigación.

6.1.1. Grupo Control (I)

Las muestras integrantes del grupo Control o grupo I, no sometidas a ningún tratamiento con el láser de Er:YAG, presentaron turbidez en el medio de enriquecimiento en el control realizado a las primeras 24 horas en el 100% de la muestra. Estos resultados se mantuvieron, como era de esperar, en los controles posteriores realizados a las 48 horas y 72 horas (Tabla 6, Figuras 22 y 23).

Tabla 6. Grupo Control

N°	24h.	48h.	72h.
1	+	+	+
2	+	+	+
3	+	+	+
4	+	+	+
5	+	+	+
6	+	+	+
7	+	+	+
8	+	+	+
9	+	+	+
10	+	+	+

Figura 22.- Controles Grupo I (Control)

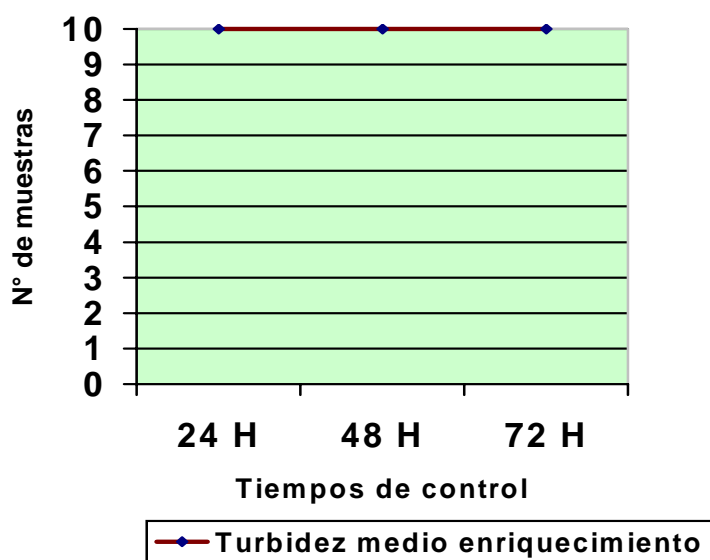
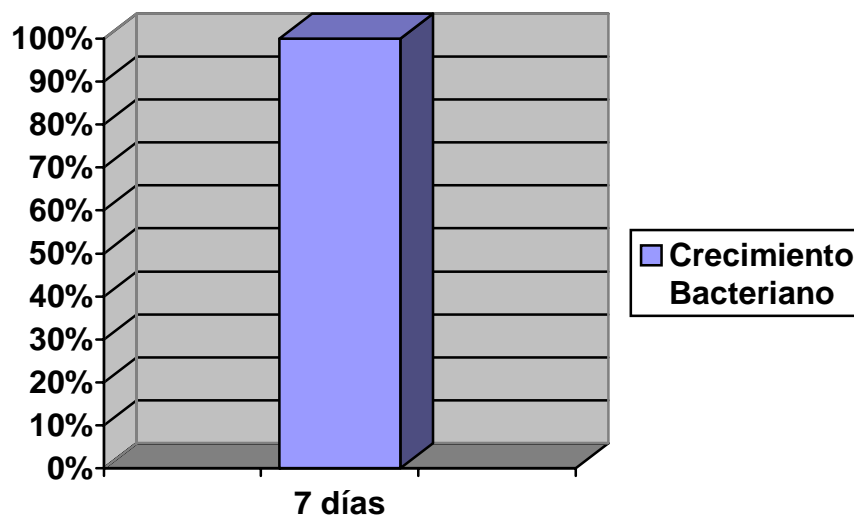




Figura 23.- Grupo I (control 24h)

Estos resultados se confirmaron en los cultivos en placas de agar sangre, donde la totalidad de las 10 muestras presentaron contaminación tras una semana en anaerobiosis (Figura 24).

Figura 24.- Crecimiento Bacteriano Grupo I



6.1.2. Grupo 250 mJ (II)

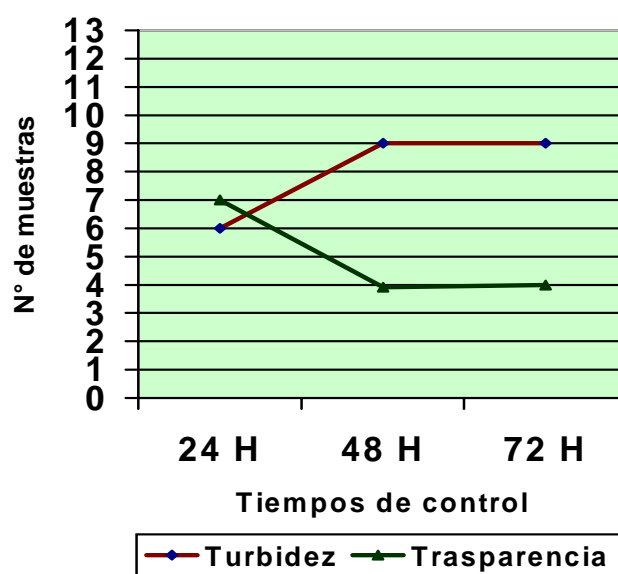
Los resultados obtenidos en este segundo grupo, integrado por 13 dientes irradiados con el láser de Er:YAG a 250mJ de potencia, mostraron una contaminación del 46% de la muestra, o lo que es lo mismo, 6 dientes presentaron turbidez en el medio de enriquecimiento, en el primer control realizado a las 24 horas.

En el segundo control realizado a las 48 horas este porcentaje se incrementó al 69,2%, es decir, 9 muestras presentaron turbidez frente a 4 que presentaban transparencia en el medio de enriquecimiento. Estos resultados se mantuvieron en el último control realizado a las 72 horas (Tabla 7 y Figura 25).

Tabla 7.- Grupo I I (250mJ)

N°	24h.	48h.	72h.
1	+	+	+
2	-	+	+
3	+	+	+
4	-	+	+
5	+	+	+
6	-	-	-
7	-	+	+
8	-	-	-
9	+	+	+
10	+	+	+
11	-	-	-
12	-	-	-
13	+	+	+

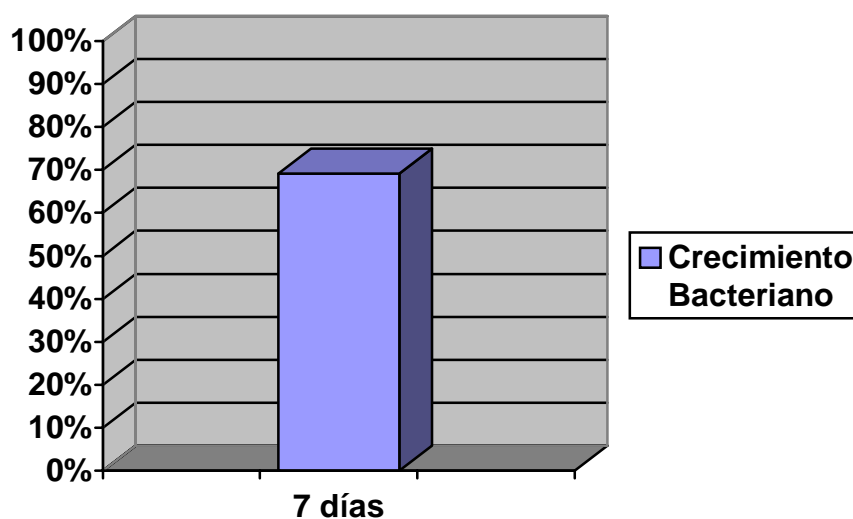
Figura 25.- Controles Grupo II



En la Figura 25 se observa la evolución de este grupo durante los controles visuales. El número de muestras con presencia de turbidez en el medio de enriquecimiento se incrementó a medida que el tiempo de incubación fue mayor y se mantuvo en los controles a las 48 y 72 horas.

Los resultados obtenidos en los cultivos en placas de agar sangre se corresponden con el control visual realizado a las 72 horas de incubación en el medio de enriquecimiento. Por lo tanto el 30,8% de las muestras no presentaron crecimiento bacteriano, tras permanecer una semana a 37° C y en condiciones de anaerobiosis, es decir, 4 placas permanecieron estériles (Figura 26).

Figura 26.- Crecimiento Bacteriano Grupo II



6.1.3. Grupo 350 mJ (III)

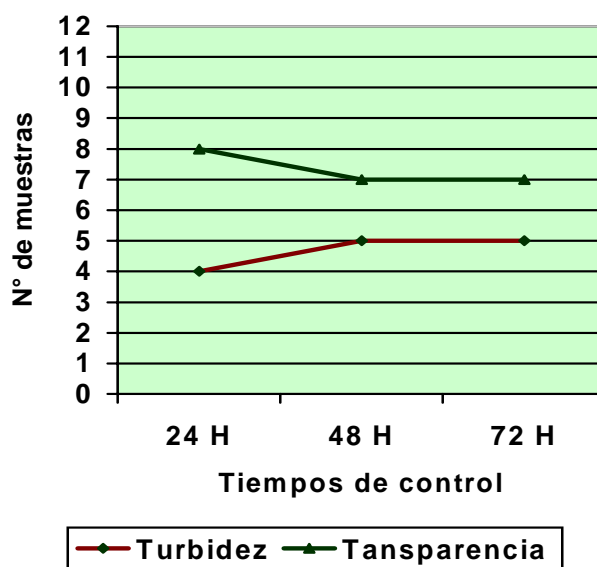
El tercer grupo constituido por 12 dientes irradiados con láser de Er:YAG a 350 mJ de potencia presentó una disminución en el crecimiento bacteriano.

Observamos en el primer control realizado a las 24 horas que el 66,7% de la muestra presentaba transparencia en el medio de enriquecimiento, es decir, que sólo 4 dientes presentaron turbidez. En el siguiente control a las 48 horas una muestra más presentó turbidez en el medio de enriquecimiento, quedando el 58,4% con transparencia.

Los resultados que obtuvimos a las 72 horas coincidieron con el control de las 48 horas (Tabla 8).

Tabla 8. Grupo III (350mJ)

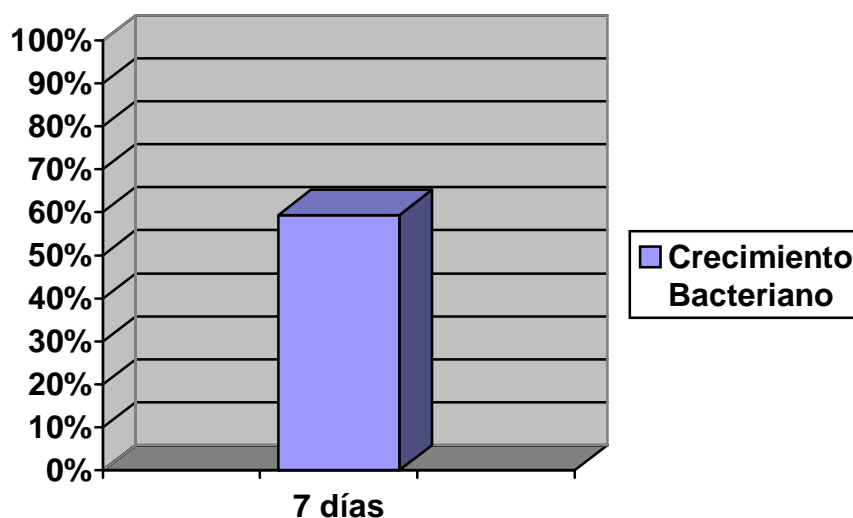
N°	24h.	48h.	72h.
1	-	-	-
2	-	-	-
3	+	+	+
4	-	-	-
5	-	-	-
6	-	-	-
7	-	+	+
8	-	-	-
9	-	-	-
10	+	+	+
11	+	+	+
12	+	+	+

Figura 27.- Controles Grupo III

A través de la Figura 27 quedan reflejados los resultados de este grupo. Se observa, como la turbidez en el medio de enriquecimiento aumenta del 33,3%, en el primer control realizado a las 24 horas, al 41,6% en el siguiente control a las 48 horas y se mantiene en el último control a las 72 horas.

En los cultivos microbiológicos los resultados obtenidos coincidieron con el último control visual realizado a las 72 horas. Por lo tanto el 58,4% de las muestras permanecieron estériles frente al resto (41,6%) que presentaron contaminación bacteriana (Figura 28).

Figura 28.- Crecimiento Bacteriano Grupo III



6.1.4. Grupo 450 mJ (IV)

En el grupo IV o grupo integrado por 12 dientes irradiados con láser de Er:YAG a 450mJ los resultados obtenidos mostraron una disminución del crecimiento bacteriano frente a los grupos anteriores.

De este modo observamos en el primer control a las 24 horas que el 75% de la muestra presenta transparencia en el medio de enriquecimiento, frente al 25% que aparece con turbidez (Figura 29).

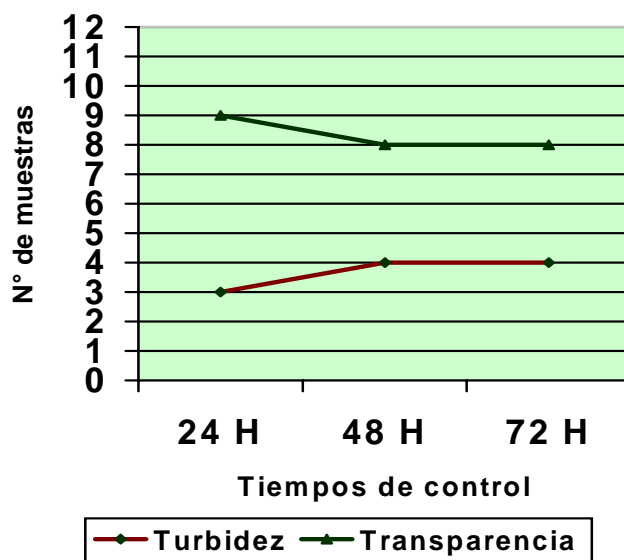
En el control realizado a las 48 horas una muestra más aparece contaminada, es decir el 33,3% presenta turbidez. Estos resultados, al igual que en los grupos II y III, se mantuvieron en el control a las 72 horas. En la Tabla 9 podemos ver detallados los resultados obtenidos en esta fase de la experimentación.



Figura 29.- Grupo III (control 48h)

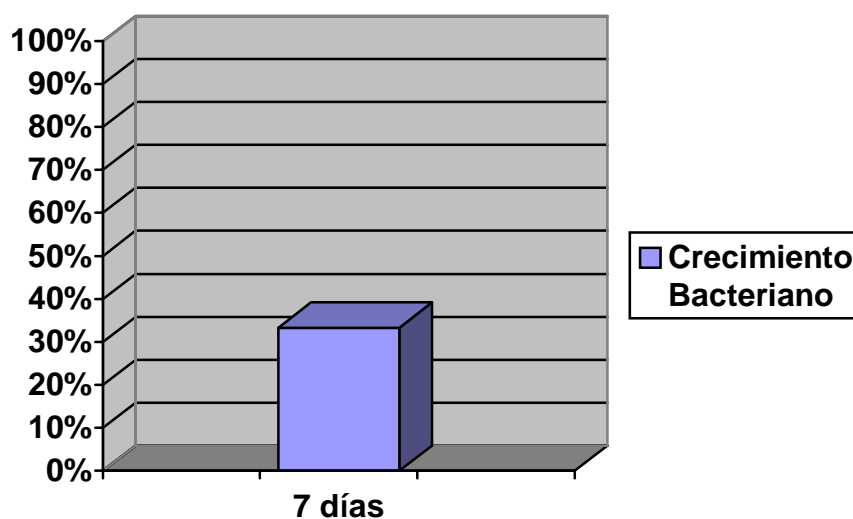
Tabla 9.- Grupo IV (450mJ)

N°	24h.	48h.	72h.
1	-	+	+
2	-	-	-
3	+	+	+
4	-	-	-
5	-	-	-
6	+	+	+
7	-	-	-
8	+	+	+
9	-	-	-
10	-	-	-
11	-	-	-
12	-	-	-

Figura 30.- Controles Grupo IV

En la Figura 30 observamos más detalladamente el desarrollo de la muestra en los controles realizados a las 24 , 48 y 72 horas.

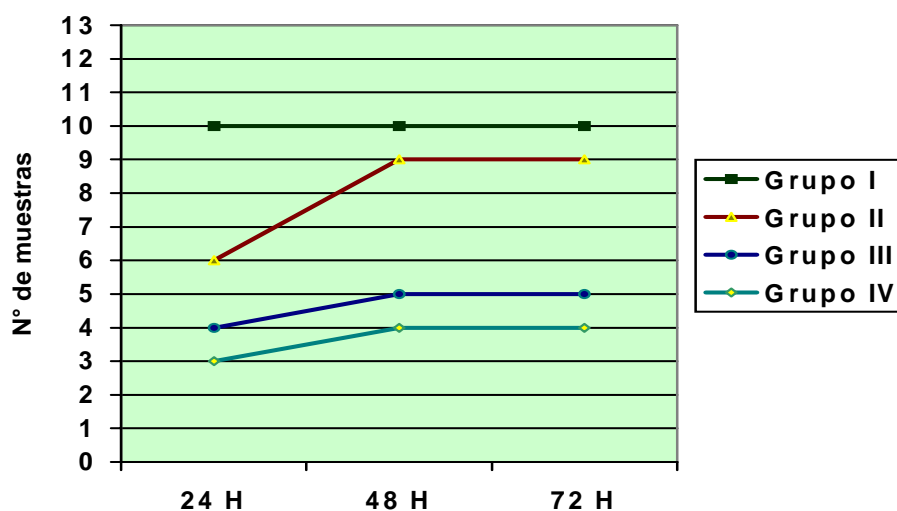
Los resultados obtenidos del cultivo en placas de agar sangre confirmaron los resultados de los controles visuales a las 72 horas. En este caso el 66,7% de las muestras permanecieron estériles tras la incubación a 37° y anaerobiosis durante 7 días (Figura 31).

Figura 31.- Crecimiento Bacteriano Grupo IV

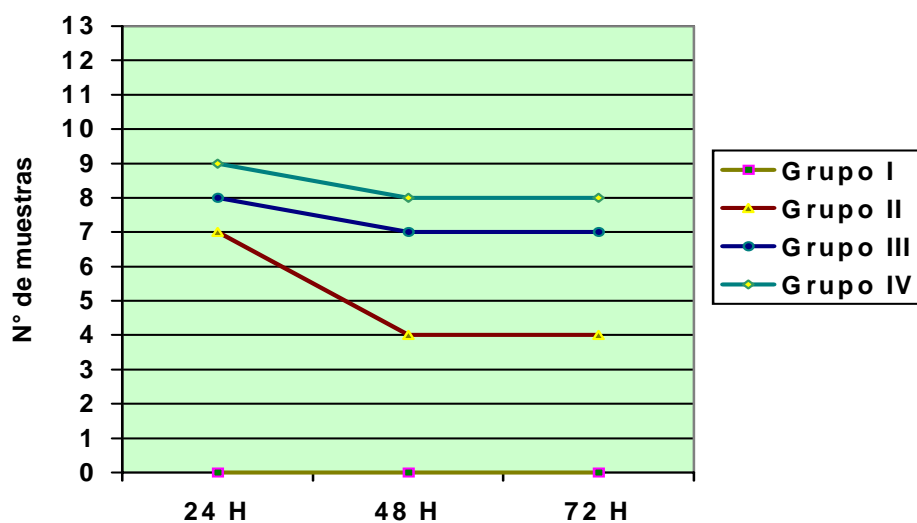
De manera comparativa podemos apreciar como los resultados obtenidos en esta fase muestran una disminución del crecimiento bacteriano a medida que aumentamos la potencia de aplicación del láser de Er:YAG .

Podemos observar a través de la Figura 32 cómo los grupos de irradiación con láser de Er:YAG, presentaron menor turbidez en el medio de enriquecimiento en el control realizado a las 24 horas, frente al grupo Control en el que el 100% se valoró positivamente.

A partir de las 48 horas y de forma idéntica a lo que sucede en control realizado a las 72 horas, los resultados se mantuvieron en el 100% de la muestra en el grupo Control ó I y aumentaron el número de muestras con turbidez en los grupos láser .

Figura 32.- Resultados de los controles visuales del estudio in vitro: turbidez

En la Figura 33 quedan reflejados los resultados de los controles visuales contabilizados en muestras que presentaron transparencia en el medio de enriquecimiento. Se observa cómo a medida que se va aumentando la potencia de aplicación del láser Er:YAG el número de dientes que presentaron transparencia en el medio de enriquecimiento se va incrementando y se mantiene en los controles a las 48 y 72 horas.

Figura 33.- Resultados de los controles visuales estudio in vitro: transparencia

Los resultados del cultivo en placas de agar sangre mantienen estos porcentajes, obtenidos a las 48 y 72 horas, para los cuatro grupos. De forma que en el grupo IV el 66,7% de la muestra resultó estéril, en el grupo III el 58,4%, en el grupo II el 30,8% y el grupo I el 0% de la muestra permaneció estéril (Tabla 10).

Tabla 10.- Tabla de contingencia

		48h ,72h		Total	
		-	+		
GRUPO	II	Recuento	4	9	13
		% de GRUPO	30.8%	69.2%	100.0%
	III	Recuento	7	5	12
		% de GRUPO	58.3%	41.7%	100.0%
	IV	Recuento	8	4	12
		% de GRUPO	66.7%	33.3%	100.0%
Total		Recuento	19	18	37
		% de GRUPO	51.4%	48.6%	100.0%

Del mismo modo podemos decir que entre los grupos III y IV no existen diferencias significativas en los resultados obtenidos tras la irradiación con láser, en ninguno de los controles realizados a las 24, 48 y 72 horas, ni en los cultivos en placas de agar sangre (Tablas 11,12 y 13).

Tabla 11.- Tabla de contingencia

		24h		Total	
		-	+		
GRUPO	III	Recuento	8	4	12
		% de GRUPO	66.7%	33.3%	100.0%
	IV	Recuento	9	3	12
		% de GRUPO	75.0%	25.0%	100.0%
Total		Recuento	17	7	24
		% de GRUPO	70.8%	29.2%	100.0%

Tabla 12.- Tabla de contingencia

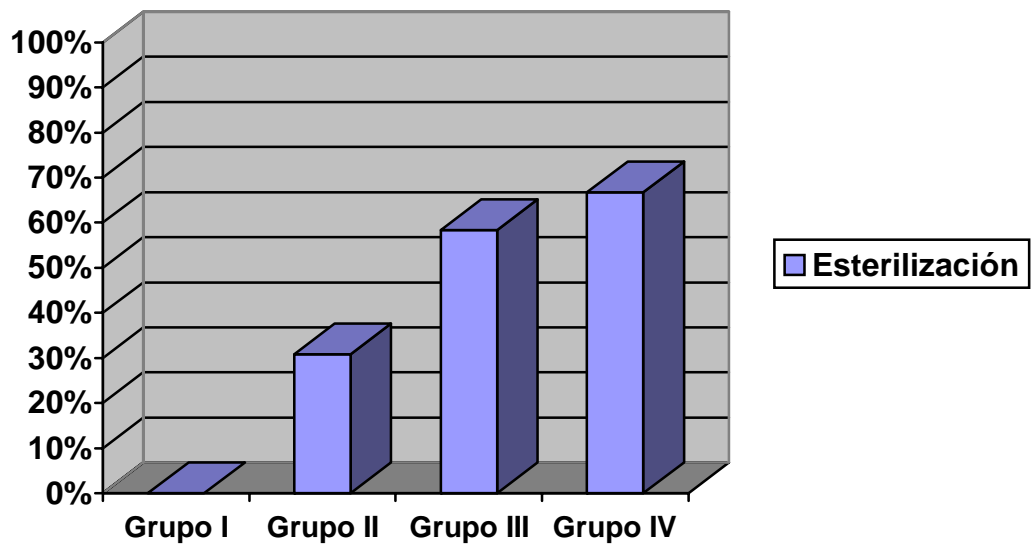
		48h		Total	
		-	+		
GRUPO	III	Recuento	7	5	12
		% de GRUPO	58.3%	41.7%	100.0%
	IV	Recuento	8	4	12
		% de GRUPO	66.7%	33.3%	100.0%
Total		Recuento	15	9	24
		% de GRUPO	62.5%	37.5%	100.0%

Tabla 13.- Tabla de contingencia

		72h		Total	
		-	+		
GRUPO	III	Recuento	7	5	12
		% de GRUPO	58.3%	41.7%	100.0%
	IV	Recuento	8	4	12
		% de GRUPO	66.7%	33.3%	100.0%
Total		Recuento	15	9	24
		% de GRUPO	62.5%	37.5%	100.0%

Para terminar con este primer apartado, podemos ver como en la Figura 34 quedan reflejados los resultados obtenidos en el estudio in vitro, observando cómo el grado de esterilización de las muestras pasa de 0, del grupo I o Control, a ir aumentando progresivamente a medida que la potencia de irradiación con el láser de Er:YAG se va incrementando.

Figura 34.- Esterilización dientes in vitro: cultivos microbiológicos



6.2. ESTUDIO CLÍNICO.

Los resultados que aparecen en este apartado corresponden a la segunda fase de nuestra experimentación o estudio clínico.

La muestra integrante de esta parte de nuestra investigación estuvo constituida por 45 pacientes susceptibles de tratamiento quirúrgico periapical, como ya se describió anteriormente en la metodología.

Los resultados obtenidos se dividen en dos subapartados:

6.2.1.- Resultados de los cultivos microbiológicos.-

En esta fase nos propusimos determinar la presencia de gérmenes antes y después de la irradiación con láser de Er:YAG a 350mJ de potencia, así como el recuento de colonias e identificación de los mismos.

6.2.2.- Resultados de los controles clínicos y radiológicos de los pacientes.-

Los resultados que se obtienen en esta fase del trabajo corresponden a los controles que se realizan a los pacientes a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 24 meses después del tratamiento.

6.2.1.- *Cultivos microbiológicos*

6.2.1.1.- Estudio del crecimiento bacteriano.-

Este apartado tiene como objetivo, la confirmación o no del efecto esterilizante del láser de Er:YAG in vivo mediante la realización de un estudio microbiológico, descrito anteriormente en la metodología.

Tras la toma de las muestras en la zona de la lesión antes y después del tratamiento e irradiación con láser a 350mJ, las muestras son procesadas en el Laboratorio de Microbiología y tras una semana en anaerobiosis se procede a su análisis.

La recogida de datos se realizó valorando como (+) la presencia de crecimiento y (-) el no crecimiento bacteriano de cada una de las muestras recogidas antes y después de la irradiación con el láser de Er:YAG (Tabla 14).

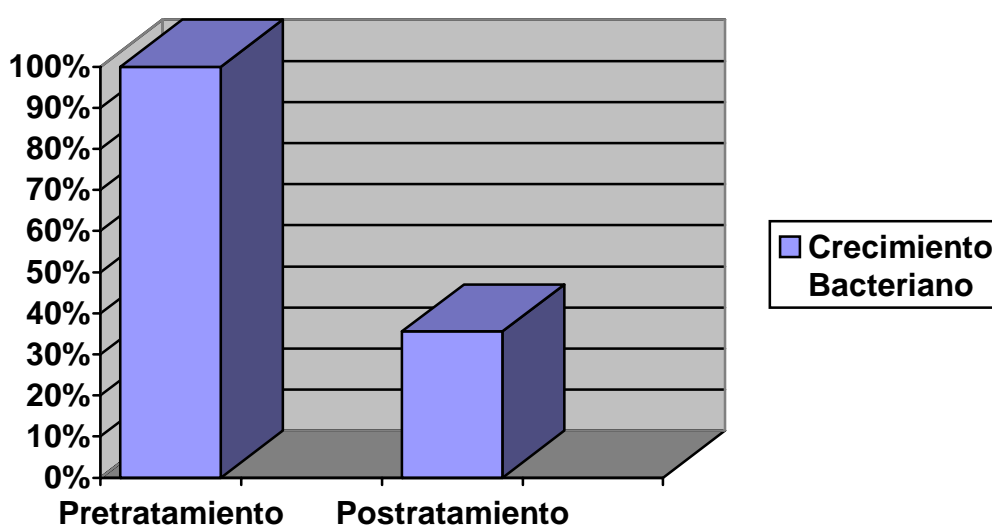
Tabla 14.- Crecimiento bacteriano pre y postirradiación con láser de Er:YAG (350mJ)

N°	Preirradiación	Postirradiación	N°	Preirradiación	Postirradiación
1	+	-	24	+	-
2	+	-	25	+	-
3	+	-	26	+	+
4	+	-	27	+	+
5	+	-	28	+	+
6	+	-	29	+	-
7	+	-	30	+	-
8	+	+	31	+	+
9	+	-	32	+	+
10	+	-	33	+	-
11	+	-	34	+	+
12	+	-	35	+	-
13	+	-	36	+	-
14	+	+	37	+	-
15	+	-	38	+	-
16	+	+	39	+	+
17	+	-	40	+	-
18	+	-	41	+	-
19	+	-	42	+	-
20	+	-	43	+	-
21	+	-	44	+	-
22	+	-	45	+	-
23	+	+			

El comportamiento de las muestras antes del tratamiento refleja un crecimiento bacteriano en el 100% de la muestra, sin embargo, una vez realizado el tratamiento quirúrgico y la irradiación con el láser de Er:YAG el crecimiento bacteriano disminuyó al 35,6% (Tabla 15 y Figura 35).

Tabla 15.- Tabla de frecuencia

Grupos		Frecuencia	Porcentaje
Preirradiación	SI	45	100
	NO	0	0
Postirradiación	SI	11	24.4
	NO	34	75.6

Figura 35.- Crecimiento Bacteriano en el estudio clínico

6.2.1.2. Recuento de colonias e identificación de gérmenes.

Los resultados obtenidos en este apartado se muestran en primer lugar como unidades formadoras de colonias/ mililitro (UFC/ml) y como porcentaje de cada grupo de bacterias con respecto al total de las bacterias encontradas en cada muestra.

En primer lugar vamos a describir en la Tabla 16 los resultados hallados del recuento de colonias preirradiación y postirradiación con láser de Er:YAG en UFC/ml.

Tabla 16.- Recuento de colonias en UFC/ml

N°	Preirradiación	Postirradiación		N°	Preirradiación	Postirradiación
1	792	0		24	2.673	0
2	990	0		25	303,6	0
3	14.916	0		26	16.777,2	5.016
4	19.800	0		27	1.042,8	429
5	1.122	0		28	3.458,4	402,6
6	336,6	0		29	165	0
7	1.716	0		30	3.234	0
8	1.617	871,2		31	3.366	759
9	125,4	0		32	825	138,6
10	198	0		33	2.079	0
11	14.850	0		34	2.164,8	92,4
12	2.244	0		35	13,2	0
13	858	0		36	1.768,8	0
14	2.244	396		37	4.903,8	0
15	1.320	0		38	7.128	0
16	4.012,8	26,4		39	792	455,4
17	2.376	0		40	4.356	0
18	528	0		41	4.026	0
19	330	0		42	1.650	0
20	450	0		43	34.650	0
21	39.600	0		44	6751,8	0
22	12.606	0		45	4.356	0
23	10.560	1.650				

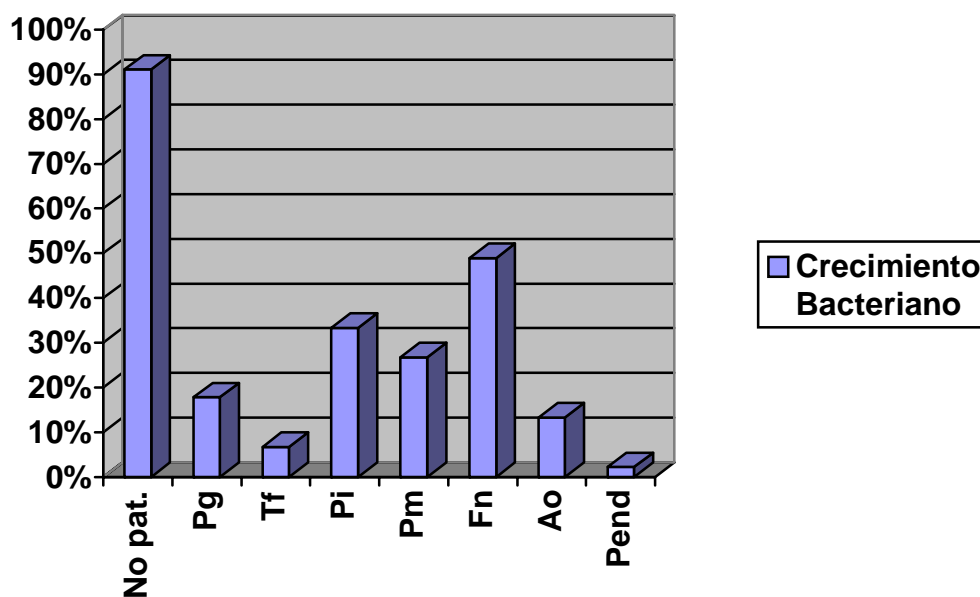
Como ya ha sido comentado podemos ver que, los resultados obtenidos muestran un crecimiento bacteriano positivo en el 100% de la muestra antes del tratamiento quirúrgico y la irradiación con láser de Er:YAG. Sin embargo, después del tratamiento sólo 11 muestras, el 24,4%, presentaron presencia bacteriana, el resto aparecen estériles.

En cuanto a la identificación de gérmenes encontramos antes del tratamiento quirúrgico, la presencia de bacterias patógenas como *Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Tanerella forsyntensis* (Tf), *Prevotella intermedia* (Pi), *Peptoestreptococcus micros* (Pm), *Fusobacterium nucleatum* (Fn), *Actinomyces odontolyticus* (Ao) y *Porphyromonas endodontalis* (Pend), que describimos a continuación. Sin embargo, después del tratamiento su presencia disminuye notablemente (Tabla 17 y Figuras 36, 37).

Tabla 17.- Distribución de resultados pretratamiento

Bacterias	Frecuencia	%
No Patógenas	41	91.1
Pg	8	17.8
Tf	3	6.7
Pi	15	33.3
Pm	12	26.7
Fn	22	48.9
Ao	6	13.3
Pend	1	2.2

Figura 36.- Crecimiento bacteriano pretratamiento con láser de Er:YAG



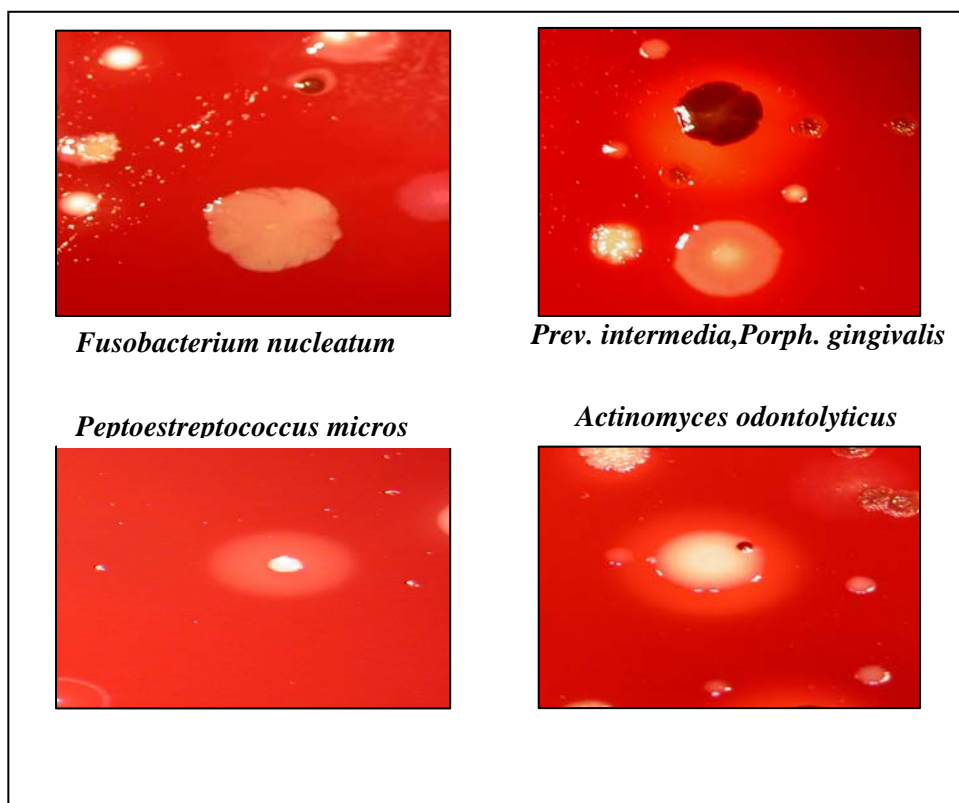


Figura 37.- Microorganismos patógenos más frecuentes

Después del tratamiento quirúrgico y la irradiación con láser se tomaron de nuevo muestras y los resultados obtenidos tras los cultivos microbiológicos mostraron una clara disminución del crecimiento bacteriano y de los gérmenes patógenos (Tabla 18 y Figuras 38, 39).

Tabla 18 .- Distribución de resultados postratamiento

<i>Bacterias</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>%</i>
No Patógenas	11	24.4
Pg	0	0
Tf	0	0
Pi	2	4.4
Pm	5	11.1
Fn	4	8.9
Ao	3	6.7
Pend	1	2.2

Figura 38.- Crecimiento Bacteriano postratamiento con láser de Er:YAG

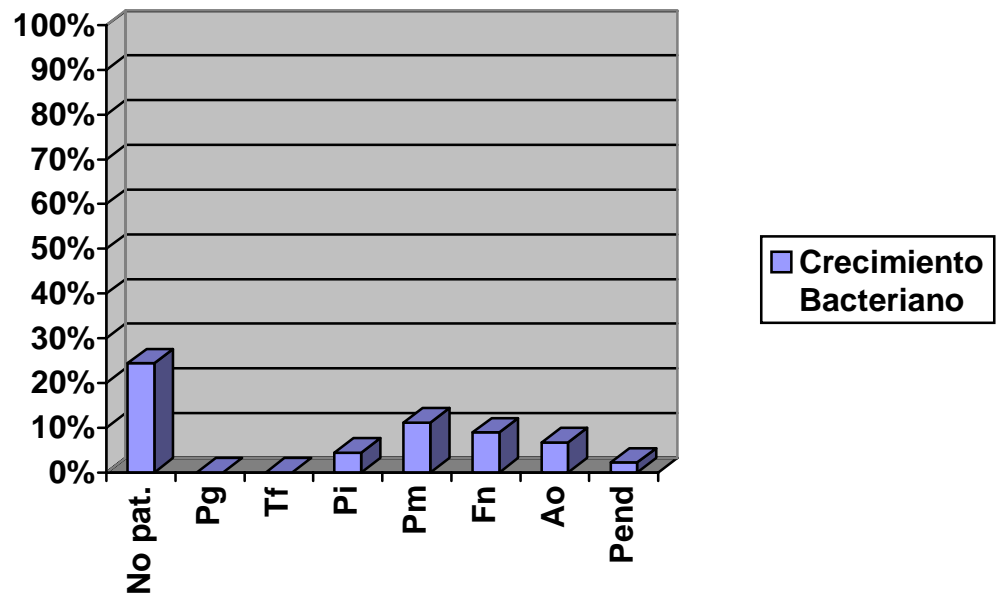


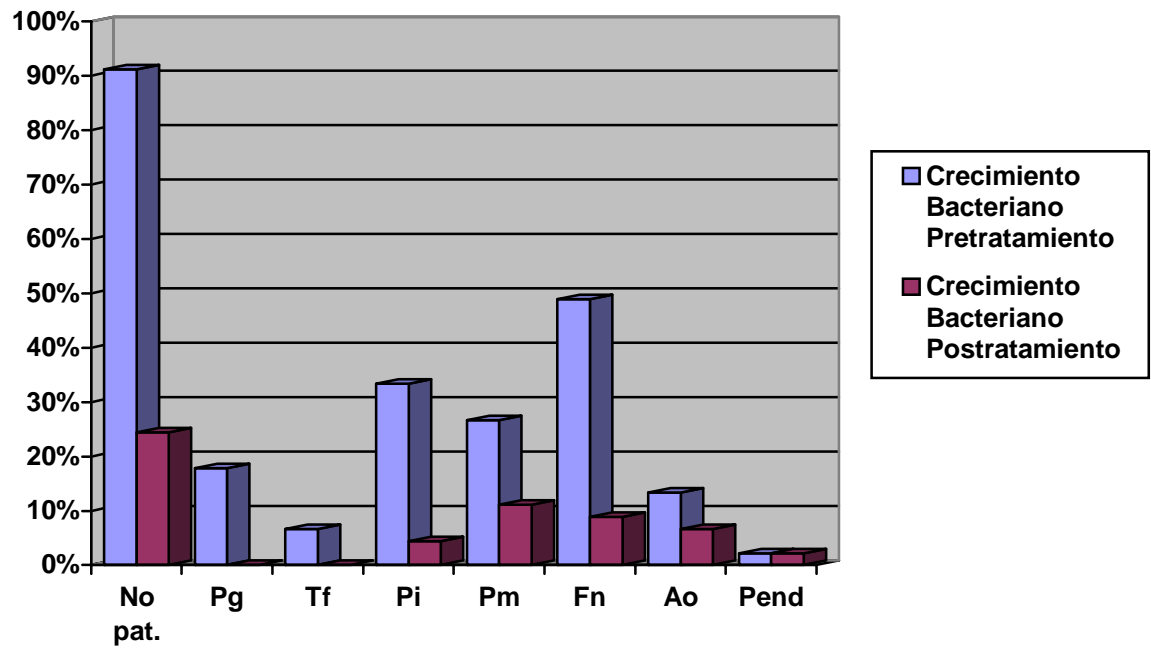
Figura 39.- Flora no patógena

Los resultados que se obtuvieron en esta fase del estudio en cuanto a la identificación y recuento de gérmenes antes y después del tratamiento apical e irradiación con láser de Er:YAG muestran una disminución de todos los gérmenes patógenos. Asimismo, podemos destacar en este sentido la mayor susceptibilidad al tratamiento e irradiación con láser de determinadas bacterias como son la *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Tanerella forsythensis* y *Fusobacterium nucleatum*, que presentan diferencias estadísticamente significativas entre el pretratamiento y postratamiento (Tabla 19 y Figura 40).

Tabla 19 .- Comparativa pre y postratamiento

Bacterias	%	
	Pretratamiento	Postratamiento
No Patógenas	91.1	24.4
Pg	17.8	0
Tf	6.7	0
Pi	33.3	4.4
Pm	26.7	11.1
Fn	48.9	8.9
Ao	13.3	6.7
Pend	2.2	2.2

Figura 40.- Comparativa pre y postratamiento



6.2.2. Controles clínicos-radiológicos

Se realizaron controles a todos los pacientes pertenecientes a este estudio, como ya se mencionó en la metodología, a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 24 meses después del tratamiento.

6.2.2.1. Evolución clínica

En las revisiones periódicas se controló la presencia de síntomas por parte del paciente (inflamación, dolor,...) o bien la presencia de fístula.

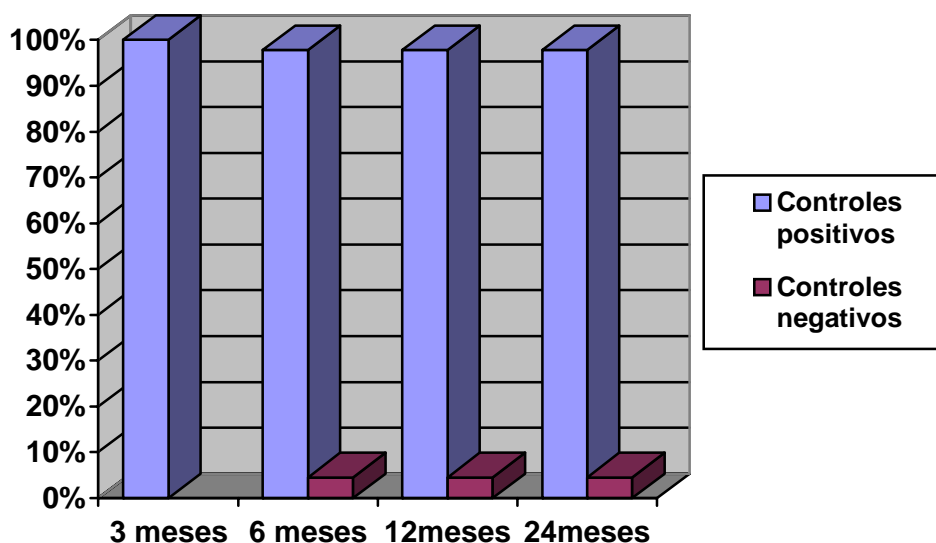
Los resultados de los controles clínicos se consideraron (+) cuando la evolución era favorable y (-) si presentaban sintomatología, en cada uno de los controles realizados a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 24 meses (Tabla 21).

Los resultados obtenidos en los controles realizados a los 3 meses fueron positivos en el 100% (asintomáticos) de la muestra, es decir, ningún paciente presentó clínica pasados 3 meses después del tratamiento quirúrgico. Sin embargo, a los 6 meses dos pacientes presentaron sintomatología (fístula), es decir, el control fue negativo, y hubo que reintervenir. En los posteriores controles realizados a los 12 meses y 24 meses el resto de los pacientes presentaron una evolución positiva, es decir, el 95,5% de la muestra estuvo ausente de clínica (Tabla 21 y Figura 41).

En cuanto a los pacientes que presentaron sintomatología a los 6 meses se les realizó un control radiológico y en ambos casos se decidió reintervenir. En uno de los casos, encontramos una fractura vertical en la raíz y se decidió extraer el diente. En el segundo caso se procedió a limpiar todo el tejido contaminado encontrando un buen sellado apical y ninguna causa aparente de fracaso, la evolución posterior tras el retratamiento quirúrgico fue positiva.

Tabla 21.- Controles clínicos

N°	3m	6m	12m	24m	N°	3m	6m	12m	24m
1	+	+	+	+	24	+	+	+	+
2	+	+	+	+	25	+	+	+	+
3	+	+	+	+	26	+	+	+	+
4	+	+	+	+	27	+	-	-	-
5	+	+	+	+	28	+	+	+	+
6	+	+	+	+	29	+	+	+	+
7	+	+	+	+	30	+	+	+	+
8	+	+	+	+	31	+	-	-	-
9	+	+	+	+	32	+	+	+	+
10	+	+	+	+	33	+	+	+	+
11	+	+	+	+	34	+	+	+	+
12	+	+	+	+	35	+	+	+	+
13	+	+	+	+	36	+	+	+	+
14	+	+	+	+	37	+	+	+	+
15	+	+	+	+	38	+	+	+	+
16	+	+	+	+	39	+	+	+	+
17	+	+	+	+	40	+	+	+	+
18	+	+	+	+	41	+	+	+	+
19	+	+	+	+	42	+	+	+	+
20	+	+	+	+	43	+	+	+	+
21	+	+	+	+	44	+	+	+	+
22	+	+	+	+	45	+	+	+	+
23	+	+	+	+					

Figura 41.- Controles clínicos

6.2.2.2. Remodelación de la cavidad ósea

Para el control del tamaño de la lesión y su evolución nos ayudamos de radiografías periapicales y ortopantomografías, como ya se describió en la metodología, que se realizaron en el mismo tiempo que los controles clínicos a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 24 meses, valorando el índice de osificación, es decir, la reducción de la cavidad ósea, la trabeculación y si existe formación ósea total en la zona de la lesión.

Para ello hemos seguido la escala, que aparece en la metodología, considerando la reducción de la cavidad ósea en estadio inicial (1), estadio intermedio (2), estadio avanzado (3) y estadio completo (4), en los casos que hubo fracaso del tratamiento consideramos como (0).

A continuación vamos a describir los resultados obtenidos de estos controles. Para ello vamos a describir cuatro casos clínicos pertenecientes a nuestra investigación (Figura 42).

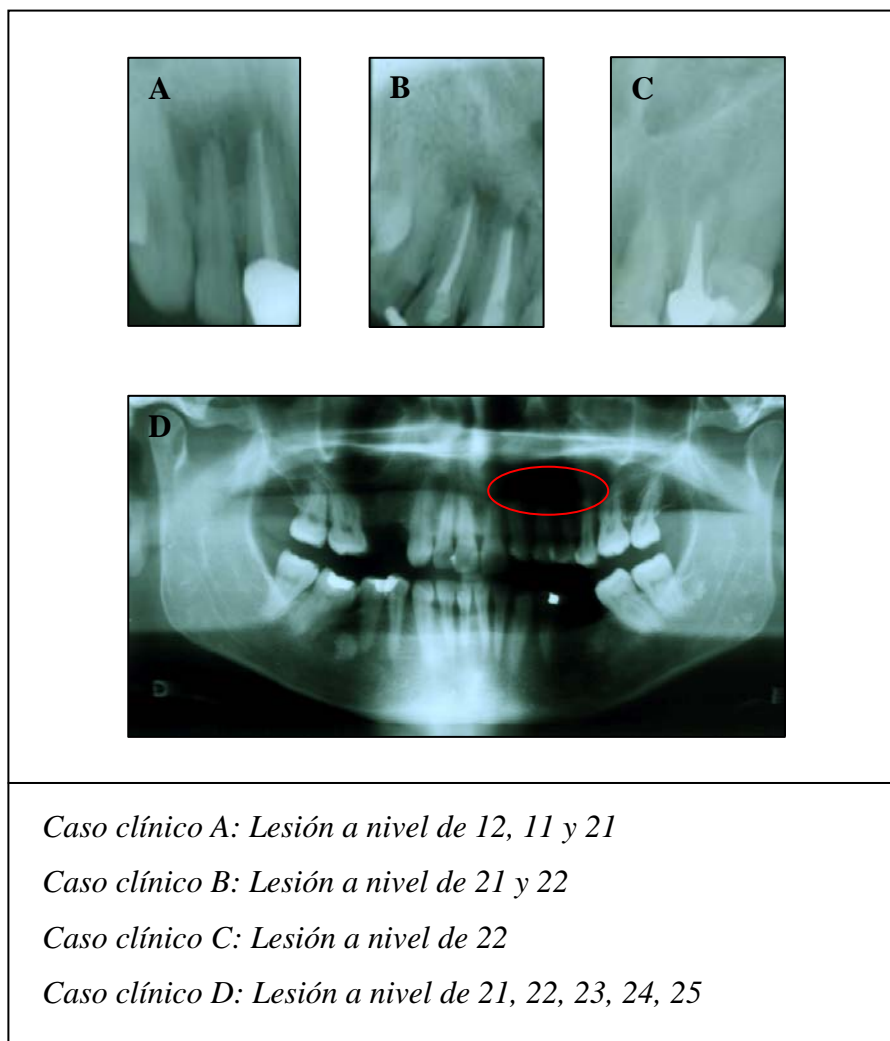


Figura 42.- Imagen preoperatoria

En las Tablas 22 y 23 quedan reflejados los resultados de los controles radiográficos, observándose como lo habitual es que el índice de reducción de la cavidad ósea vaya aumentando a medida que pasa el tiempo y termine en estadio completo de osificación en el último control realizado a los 24 meses.

Tabla 22.- Controles radiográficos

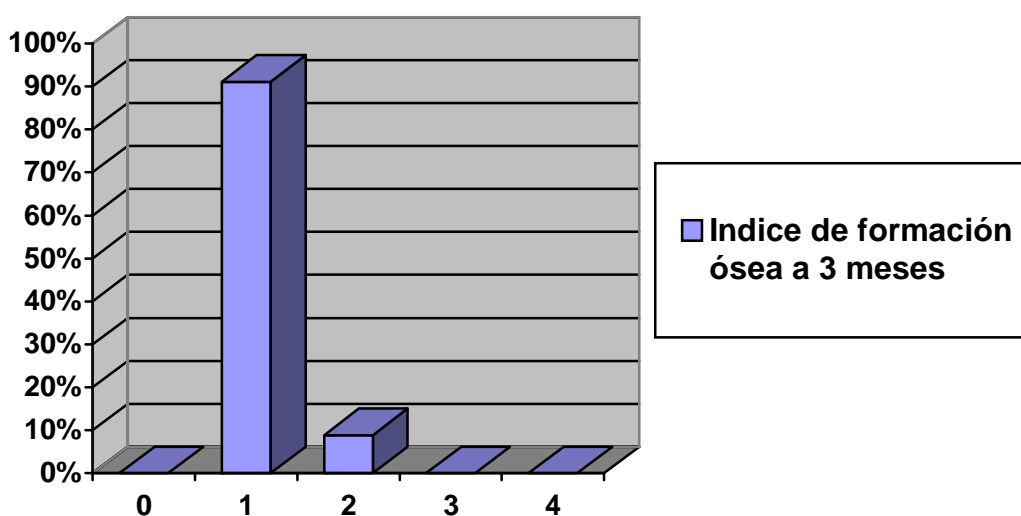
N°	3m	6m	12m	24m	N°	3m	6m	12m	24m
1	1	2	3	4	24	1	2	3	4
2	1	2	3	4	25	1	2	3	4
3	1	2	3	3	26	1	2	3	4
4	1	2	4	4	27	1	0	0	0
5	1	2	3	4	28	1	2	3	4
6	1	2	3	4	29	1	2	3	4
7	2	3	4	4	30	1	2	3	4
8	1	2	3	4	31	1	0	0	0
9	1	2	3	4	32	1	2	3	3
10	1	2	3	4	33	1	2	3	4
11	1	2	3	4	34	1	2	4	4
12	2	3	4	4	35	1	2	3	3
13	1	2	2	2	36	1	2	3	4
14	1	2	3	3	37	1	2	3	4
15	1	2	3	4	38	1	3	4	4
16	1	2	3	4	39	1	3	3	3
17	1	2	4	4	40	1	2	4	4
18	1	2	4	4	41	1	2	2	2
19	2	3	3	4	42	1	2	3	4
20	1	2	3	4	43	1	2	3	4
21	1	2	4	4	44	2	3	4	4
22	1	2	3	4	45	1	2	3	4
23	1	2	3	3					

Tabla 23.- Tabla de frecuencias (controles radiográficos)

Formación ósea	3m	6m	12m	24m
0	0	2	2	2
1	41	0	0	0
2	4	37	2	2
3	0	6	31	6
4	0	0	10	35

Observamos como en el primer control radiográfico realizado a los 3 meses la mayoría de la muestra, un 91,1% de los pacientes presentaron un estadio inicial de osificación (1). El resto, el 8,9% se encontraban en un estadio intermedio (2), es decir, que la lesión ósea está en la mitad de su proceso de osificación (Figuras 43 y 44).

Figura 43.- Índice de formación ósea a los 3 meses



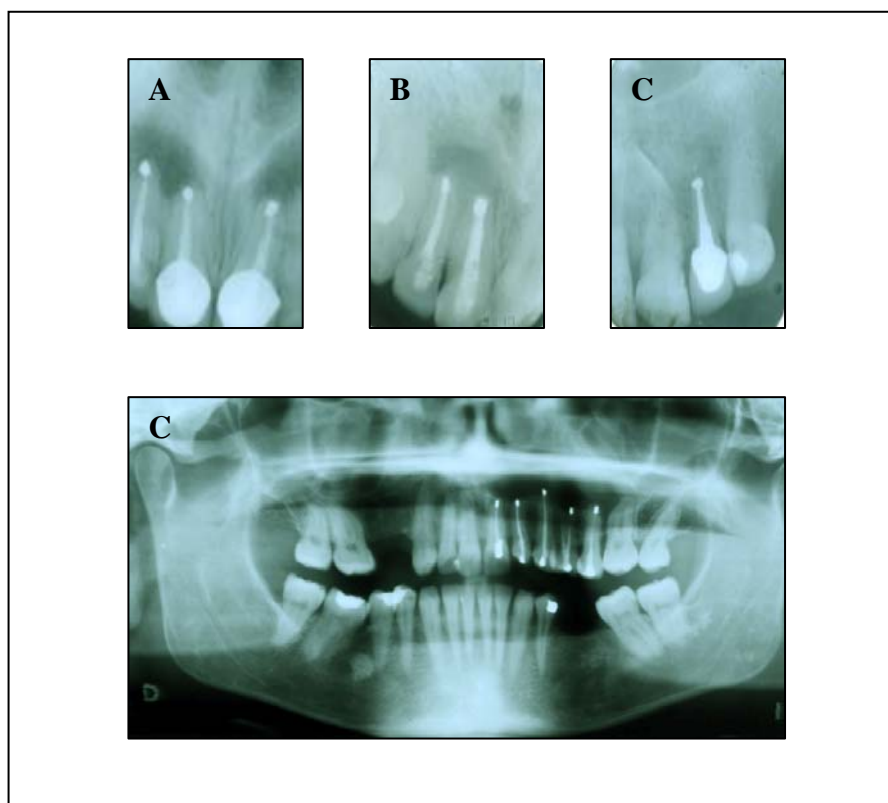


Figura 44.- Controles radiográficos 3 meses

En los controles posteriores realizados a los 6 meses la mayoría de los pacientes se encontraron en un estadio intermedio de osificación, es decir que en el 82,2% de la muestra el tamaño de la lesión ósea se había reducido a la mitad. Asimismo encontramos que un 13,3% de los pacientes han superado ya el estadio intermedio y se encuentran en un estadio avanzado de osificación (4).

En este control hay dos pacientes en los que el tratamiento fracasó, como ya se comentó con anterioridad, y que por lo tanto hemos considerado como valor 0, sin osificación. Estos pacientes corresponden a un 4,5% de la muestra (Figuras 45 y 46).

Figura 45.- Índice de formación ósea a los 6 meses

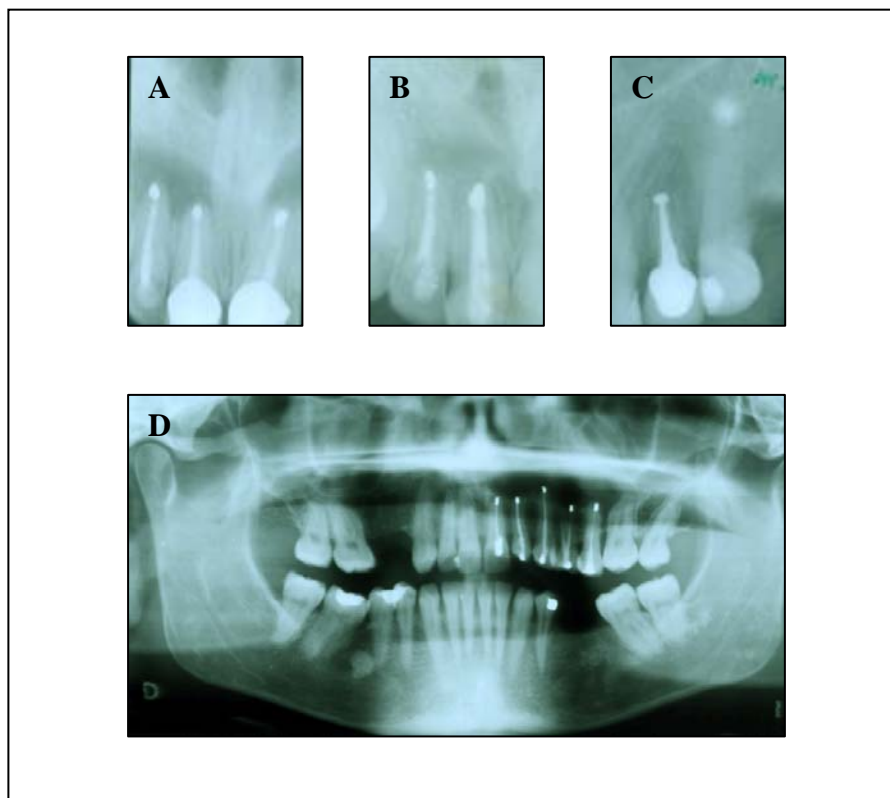
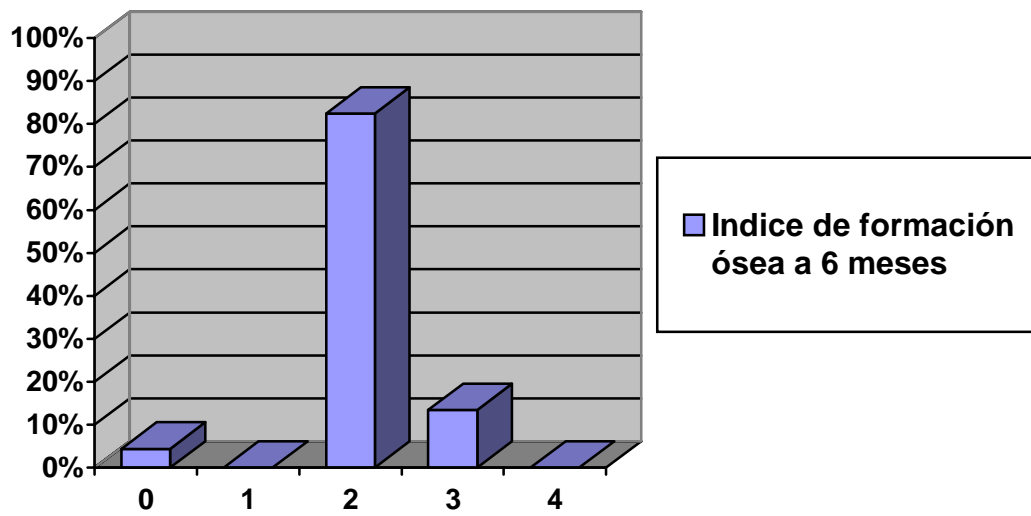
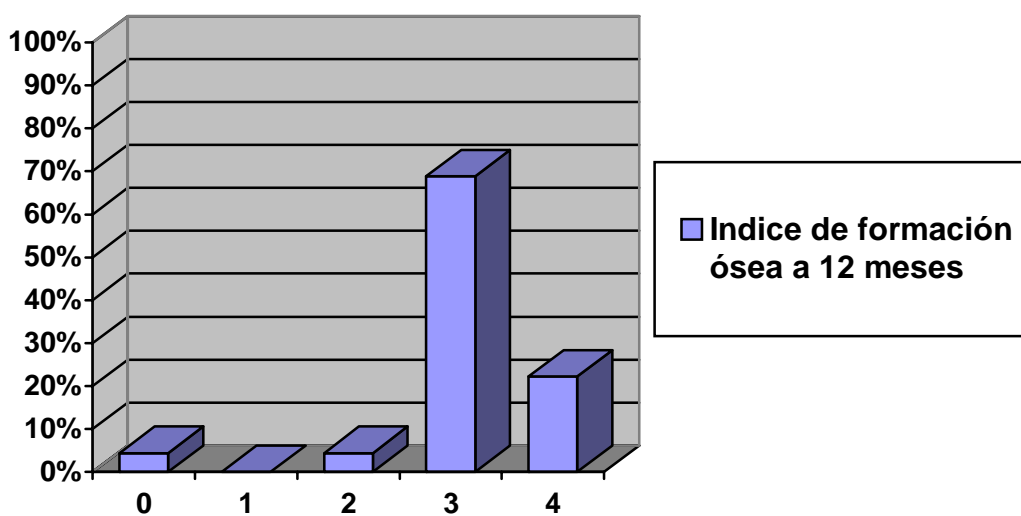


Figura 46.- Controles radiográficos 6 meses

En el tercer control radiográfico que realizamos a los 12 meses nos encontramos que más de la mitad de la muestra, el 68,8% se encontraba en un periodo avanzado de osificación (3), es decir, que se había producido una reducción del tamaño de la cavidad ósea en más de la mitad. El 22,2% de la muestra, diez pacientes, habían completado su osificación, se encontraban en un estadio completo (4).

Asimismo nos encontramos con dos pacientes que en este control radiográfico se encuentran en un estadio intermedio de osificación, lo que representa un 4,5% de la muestra (Figuras 47 y 48).

Figura 47.- Índice de formación ósea a los 12 meses



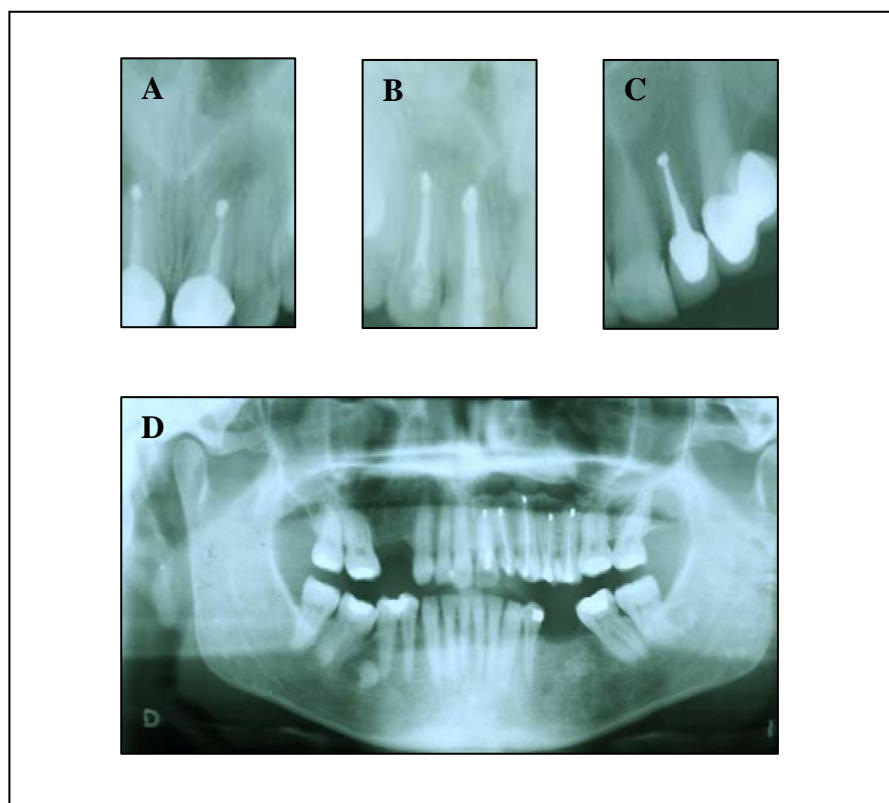


Figura 48.- Controles radiográficos 12 meses

Por último en el control realizado a los 24 meses se observa, como era de esperar, que la mayoría de los pacientes, el 77,7%, han terminado su osificación o se encuentran en un estadio completo (4).

El resto de la muestra, el 33,3%, se encuentran repartidos entre los pacientes que fracasó el tratamiento (4,5%) y los que en este tiempo no concluyeron su proceso de osificación. Dentro de este último grupo tenemos dos pacientes que presentaban un estadio intermedio de osificación (4,5%) y seis pacientes (13,3%) en estadio avanzado (Figuras 49 y 50).

Figura 49.- Índice de formación ósea a los 24 meses

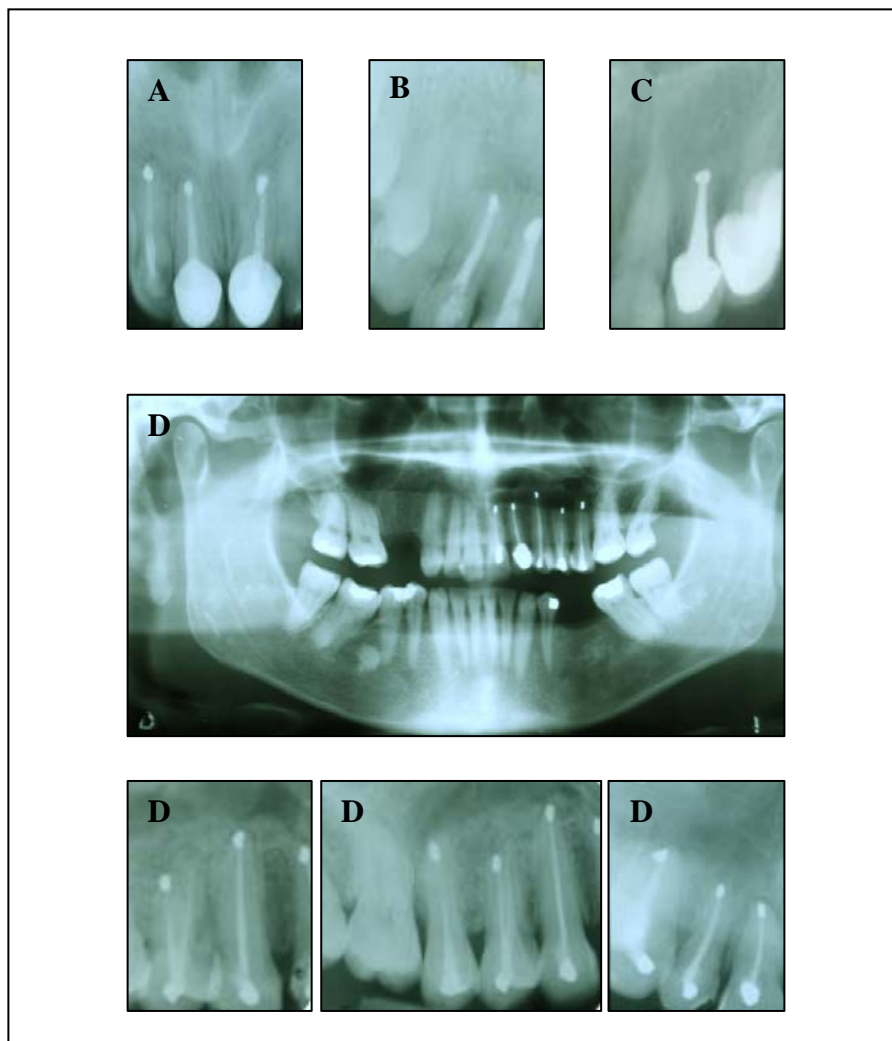
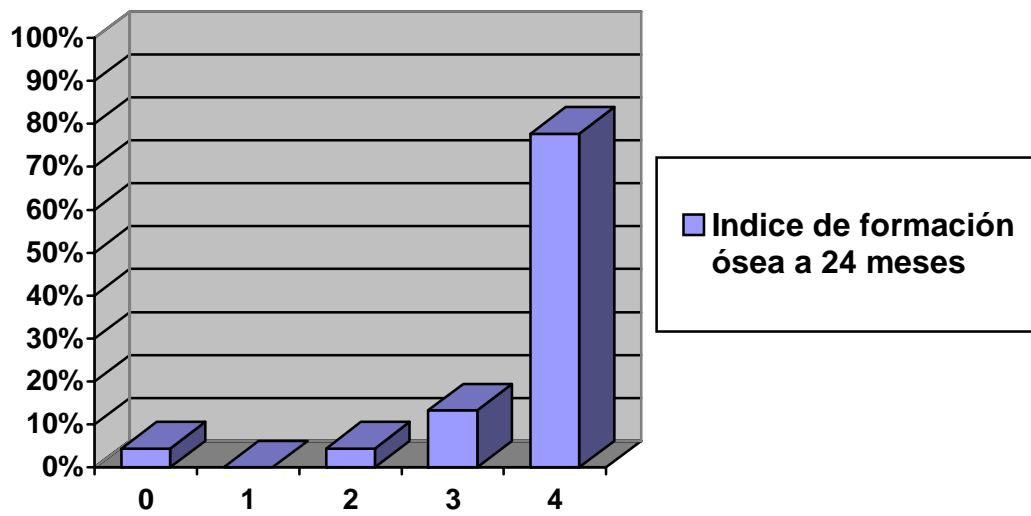
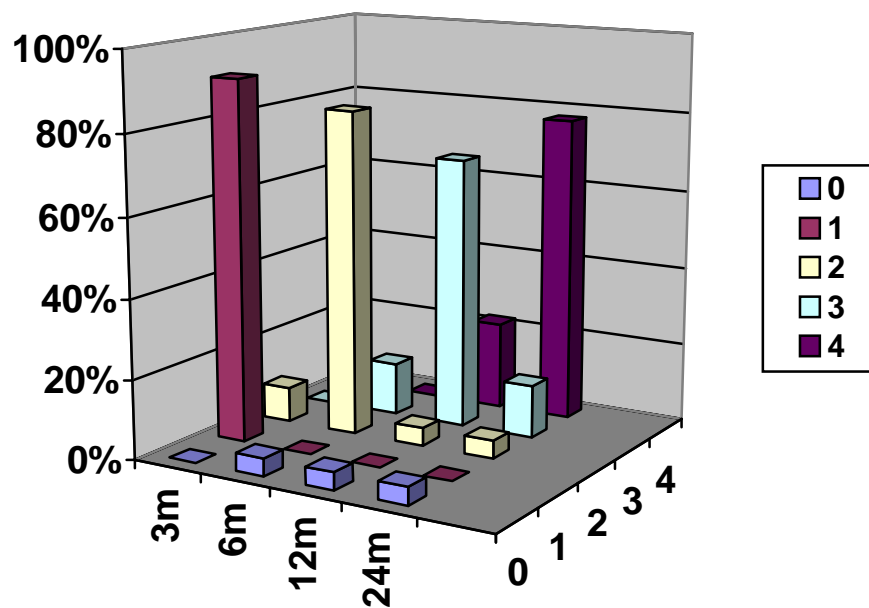


Figura 50.- Controles radiográficos 24 meses

En la Figura 51 quedan reflejados estos resultados, observando cómo a medida que aumenta el tiempo entre los controles radiográficos, el porcentaje de pacientes que están en un estadio más avanzado de osificación es también mayor.

Figura 51.- Comparativa de los controles radiográficos



7. DISCUSIÓN

Los objetivos que nos planteamos al inicio de esta investigación, han ido encaminados a constatar los efectos esterilizantes y bactericidas, así como la aplicación potencial del láser de Er:YAG en el ámbito de la cirugía periapical, propuesta por distintos autores a lo largo de las dos últimas décadas .

En este sentido, y siguiendo a los mismos, quisimos comprobar, en primer lugar, el efecto esterilizante del láser de Er:YAG en un estudio in vitro. Para ello, se utilizaron tres potencias de irradiación diferentes sobre dientes unirradiculares, como ya se describió anteriormente en la metodología .

En segundo lugar, se realizó el estudio in vivo, con el objetivo de corroborar dicho efecto esterilizante en lesiones periapicales, en el que se utilizó una de las potencias de irradiación seleccionada en función de los resultados del estudio in vitro.

Ambas fases de la experimentación se realizaron mediante estudios microbiológicos con la finalidad de evidenciar la presencia o no de crecimiento bacteriano, tras la aplicación del láser, en anaerobiosis.

Por otro lado, se siguió el control de estas lesiones a través de exploraciones clínicas y radiográficas durante los dos años siguientes a la intervención, determinando el éxito o fracaso del tratamiento, según los criterios descritos en la metodología.

7.1. ESTUDIO IN VITRO.- ESTERILIZACIÓN

Antes de comenzar la discusión de este apartado, consideramos de interés describir brevemente los resultados obtenidos por diversos autores con la aplicación de diferentes láseres sobre las estructuras dentarias.

Así, la aplicación del láser CO₂ sobre los tejidos duros dentarios produce, según Bonin¹⁴, Melcer^{33,34} y Brune¹³³, una gran destrucción tisular con gran producción de grietas y fisuras en la superficie radicular. Sin embargo, Coffelt¹⁵⁹ describe una reducción de colonias microbianas con la aplicación del mismo y sin daño radicular. Resultados que coinciden con los de Del Canto y cols.¹⁶⁰, que consiguieron un efecto esterilizante completo y duradero, no obstante estos autores describen la aparición de fisuras severas en las zonas de impacto del láser.

Los resultados obtenidos con la aplicación del láser de Nd:YAG en apicectomías fueron muy satisfactorios, según Arens¹⁶¹ y Stabholz¹⁶², que consiguieron una disminución de la permeabilidad dentinaria frente a la técnica convencional. No obstante Morlock¹⁶³ y Trylovich¹⁶⁴ afirman que este láser provoca cambios físicos sobre la superficie radicular y altera la biocompatibilidad de la superficie del cemento, dificultando la unión de los fibroblastos.

Al comparar estos láseres con el de Er:YAG los resultados obtenidos, por Israel¹⁶⁵, son más satisfactorios con este último ya que consigue modificaciones menos lesivas en la superficie radicular. Estos resultados coinciden con los de Komori¹⁶⁶ que obtiene una superficie de corte limpia y alisada, sin daños térmicos, con la aplicación de este láser, además de una obturación del conducto radicular.

En nuestra investigación el primer objetivo que nos planteamos fue comprobar el efecto esterilizante del láser Er:YAG sobre las estructuras dentarias.

En este sentido consideramos esencial la selección de la muestra. Por ello, sólo, seleccionamos dientes unirradiculares extraídos por motivos periodontales.

Estos dientes se distribuyeron aleatoriamente en cuatro grupos uno Control y tres donde se aplicó el láser. Se utilizaron tres potencias de irradiación (250 mJ, 350 mJ y 450 mJ) con una distancia focal de 0'5-1 cm y una frecuencia de 10 Hz.

El estudio de los resultados nos permitió observar como en el grupo I o grupo Control, donde no se irradió con láser de Er:YAG, todas las muestras presentaron crecimiento bacteriano desde el primer control realizado a las 24 horas. Asimismo, el cultivo en placas de agar sangre posterior confirmó los resultados de los controles realizados a las 24 horas, 48 horas y 72 horas.

En este sentido coincidimos con los resultados obtenidos por Del Canto y cols.¹⁶⁰ en su estudio para corroborar los efectos esterilizantes del láser CO₂ sobre las estructuras dentarias, donde evidenciaron crecimiento bacteriano en todas las muestras no sometidas al tratamiento con este láser, desde el primer registro realizado a las 24 horas.

En el grupo II o grupo de irradiación a 250 mJ observamos, en el primer control a las 24 horas como aproximadamente el 50% de la muestra presentó crecimiento bacteriano, que aumentó a las 48 y 72 horas a un 69'3%.

En el grupo III o grupo de irradiación a 350 mJ el número de muestras que presentaron crecimiento bacteriano a las 24 horas es menor (33'3%). Este porcentaje aumentó y se mantuvo en los controles posteriores a las 48 y 72 horas (41'6%).

La muestra del grupo de máxima potencia o grupo IV presentó en el primer control un crecimiento bacteriano en el 25% de la muestra que aumenta al 33,3% en los controles posteriores.

Al realizar una comparación entre los grupos II, III y IV o grupos donde se aplicó la irradiación con el láser de Er:YAG con el grupo I o Control, encontramos que existe una asociación estadísticamente significativa entre el tratamiento aplicado y la negatividad de los controles realizados, aplicando cualquiera de las potencias, 250 mJ, 350 mJ ó 450 mJ. Es decir, que independientemente de la potencia utilizada el láser tiene efecto esterilizante sobre las estructuras dentarias, con una significación estadística $p < 0.01$.

Sin embargo, al comparar este efecto entre las tres potencias de irradiación aplicadas observamos, como la potencia máxima de aplicación, en nuestro estudio, 450 mJ, es la que mayor porcentaje de esterilización consigue en todos los controles.

No obstante no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre este grupo 450 mJ (IV) y el grupo de 350 mJ (III).

Según estos resultados, coincidimos, por tanto, con Verdasco y cols.⁸ que afirman conseguir, tras la aplicación de este láser, una superficie dentaria estéril como consecuencia de su mecanismo de acción.

Padrós y cols.¹⁶⁷ obtienen, también, un efecto esterilizante sobre la superficie dentinaria, tras la irradiación con este láser, sin sobrecalentamiento en las vecindades del impacto.

Camargo y cols.¹⁶⁸ comparan el láser de Er:YAG y Nd:YAG utilizados para mejorar el sellado apical en apicectomías, consiguiendo mejores resultados con este último.

Gouw y cols.¹⁶⁹ consideran también la utilización del láser de Er:YAG una alternativa en las apicectomías, obteniendo mejores resultados con densidades de potencia más bajas.

Mehl y cols.¹⁷⁰ consiguen una disminución de microorganismos con la aplicación del láser de Er:YAG en el interior de conductos radiculares en endodoncia, dependiendo del tiempo de irradiación.

Takeda y cols.¹⁷¹ encuentran más efectivo, en la limpieza del conducto radicular, al láser de Er:YAG, frente a los láseres de argón y Nd:YAG.

Por lo tanto, podemos decir, a la vista de nuestros resultados, que coincidimos con los distintos autores en el efecto esterilizante del láser de Er:YAG sobre las estructuras dentarias.

7.2. ESTUDIO CLÍNICO.- ESTERILIZACIÓN

Después de la realización del estudio in vitro y una vez determinada la potencia ideal para conseguir efecto esterilizante con el láser de Er:YAG (350 mJ), iniciamos la segunda parte de nuestra investigación, es decir, corroborar el efecto esterilizante del láser de Er:YAG en cirugía periapical, mediante controles microbiológicos.

En este sentido las investigaciones realizadas con anterioridad con otros láseres, como el de CO₂, ya habían mostrado amplias ventajas en este campo, como nos muestran los resultados obtenidos por Miserendino⁶⁸ que consigue, con la aplicación de este láser en cirugía periapical, rápida hemostasia, esterilización del apex radicular y reducción del riesgo de contaminación quirúrgica.

Litovsky-Oules y cols.¹⁷² también propusieron su uso, consiguiendo con potencias de 5 a 8 W y pulsos de 0´1-0´5 segundos esterilización del foco apical, después aplicaron pulsos de 0´1 segundo y 4 W para conseguir esterilización y obliteración de los conductillos secundarios. Sin embargo, Martínez-González y cols.¹⁷³, Adrian¹⁷⁴ y Hooks¹⁷⁵ consiguen esterilización tanto del apex como del área periapical con potencias superiores (10 W) y onda continua.

Investigaciones más recientes han utilizado la combinación de tres láseres, Er:YAG, Nd:YAG y Ga-Al-As, en cirugía periapical. Los resultados del estudio han demostrado que esta combinación puede ser una alternativa aceptable y un método eficaz para el tratamiento quirúrgico¹⁷⁶.

Con respecto a nuestro estudio, la potencia de aplicación del láser seleccionada, según los resultados del estudio in vitro, fue de 350 mJ con una distancia focal de 0´5-1cm y una frecuencia de aplicación de 10 Hz.

Los resultados de los cultivos microbiológicos, antes de la limpieza e irradiación con láser de la lesión, muestran presencia o crecimiento bacteriano positivo en el 100% de la muestra.

Los microorganismos que más frecuentemente aparecieron fueron *Fusobacterium nucleatum*, *Prevotella intermedia*, *Peptoestreptococcus micros* y *Porphyromonas gingivalis*.

Coincidimos con Mouton⁷² que afirma que en abscesos apicales el 100% de los cultivos son positivos y el 70% indican infecciones polimicrobianas que contienen tres o cuatro bacterias diferentes, y en el 70% las bacterias son anaerobias.

Tronstat¹⁷⁷ investigó en 1987 la flora microbiana a nivel periapical, en dientes que presentaban sintomatología tras tratamiento endodóncico, encontrando crecimiento bacteriano en todos los cultivos analizados, por lo que concluyó que las bacterias anaerobias son capaces de sobrevivir y mantener un proceso infeccioso en los tejidos periapicales.

Iwu y cols.⁷⁷ estudiaron el contenido de 16 granulomas periapicales y encontraron crecimiento positivo en el 88% de las muestras. Además el 55% de los microorganismos eran anaerobios facultativos y el 45% anaerobios estrictos.

Abou-Rass¹⁷⁸ en 1998 investigó la prevalencia de microorganismos en lesiones periapicales cerradas, encontrando en todos los casos presencia de bacterias en el periápice, de las cuales el 63´6% fueron anaerobios estrictos y el 36´4% anaerobios facultativos.

Roldán y cols.¹⁷⁹ también afirman que las lesiones periapicales presentan un número limitado de especies diferentes y que en ellas parecen predominar los anaerobios estrictos, principalmente *Peptoestreptococcus micros*, *Fusobacterium*

nucleatum, *Prevotella intermedia* y otras especies negro-pigmentadas, como las más frecuentes.

Después del tratamiento apical e irradiación con el láser de Er:YAG los resultados de los controles microbiológicos muestran una clara disminución de los microorganismos. No obstante hubo presencia bacteriana en el 24.4% de las muestras tomadas, es decir, en 11 pacientes los cultivos microbiológicos fueron positivos tras el tratamiento apical e irradiación con láser.

Estos resultados pueden ser debidos a la facilidad de contaminación de la zona quirúrgica con gérmenes de la cavidad bucal, en lo que coincidimos con Eli y cols¹⁸⁰.

Los patógenos más frecuentes en el postratamiento fueron *Peptoestreptococcus micros* y *Actinomyces odontolyticus*. El resto de microorganismos presentaron una clara disminución tras la aplicación del tratamiento, presentando una diferencia estadísticamente muy significativa entre el antes y el después.

En este sentido, coincidimos con los resultados de Ando y cols.⁴³ que consiguieron efectos bactericidas sobre *Porphyromonas gingivalis*, manifestando que la luz del láser puede penetrar en las colonias bacterianas y producir su ablación.

Pick¹⁸¹ y Watanabe¹⁸² consiguieron también la eliminación de *Porphyromonas gingivalis* y *Actinomyces actinomycetecomitans* con una potencia de 10^6 J/cm²/ pulso.

Este efecto bactericida es debido, fundamentalmente, a que la luz láser de Er:YAG es absorbida por el componente acuoso de los tejidos duros y vaporiza las moléculas de agua. La evaporación del agua aumenta la presión interna y produce microexplosiones que destruyen el tejido duro. De la misma forma, al

exponer una célula bacteriana, con alto contenido en agua, al láser de Er:YAG la luz es, fundamentalmente, absorbida por el agua de la célula y la evaporación de la misma produce una destrucción celular, que conlleva a la muerte⁴³.

La tasa de absorción en agua del láser de Er:YAG es 10 veces mayor que la del láser de CO₂ y, aproximadamente, 20.000 veces más elevada que la del láser de Nd:YAG. Se supone que el mecanismo bactericida de estos láseres está basado, por lo tanto, en la destrucción de células bacterianas por un efecto térmico producido por una alta energía de irradiación¹⁸³.

En nuestro trabajo sí que hemos conseguido una disminución clara de microorganismos tras la irradiación con el láser de Er:YAG en lesiones periapicales. Consideramos, por lo tanto, la utilización de este láser, en los parámetros y condiciones de nuestro estudio, de gran utilidad en el ámbito de la cirugía periapical.

7.3. EVOLUCIÓN CLÍNICA Y RADIOGRÁFICA

Los resultados obtenidos en esta última fase de nuestra investigación, han sido evaluados a lo largo de dos años tras la realización del tratamiento, como ya se indicó en la metodología.

En primer lugar, en cuanto a la *evolución clínica* de los pacientes sometidos al tratamiento, encontramos que el 95,5% de los pacientes intervenidos no presentaron ni signos ni síntomas en ninguno de los controles realizados. Esto supone una tasa de éxito bastante elevada.

Sólo en dos casos el tratamiento no funcionó, presentando sintomatología en el segundo control, realizado a los 6 meses. En uno de ellos, como ya comentamos con anterioridad, se volvió a realizar la técnica reglada de cirugía periapical. En el segundo caso se decidió extraer el diente, ya que a la hora de la reintervención se diagnosticó una fractura vertical.

Los resultados obtenidos coinciden con los de Rapp y cols.¹⁸⁴ que obtuvieron un porcentaje de éxito del 95% en cirugía periapical de dientes anteriores. Amagasa y cols.¹⁸⁵ muestran un resultado de un 85% de tratamientos exitosos.

Según Baca y cols.⁵⁹ la tasa de éxito para dientes anteriores se pueden cifrar en un 85-90%. Por el contrario en los posteriores (premolares y molares) apenas llega al 44%. Estos pobres resultados parecen estar en relación con la existencia de istmos en los conductos de dientes multirradiculares.

Friedman y cols.¹⁸⁶ e Ioannides¹⁸⁷ y cols. han comprobado también un mayor índice de fracasos en apicectomías realizadas en premolares y molares, con un rango de éxito que oscila entre el 44% y el 73%.

Vallecillo y cols.¹⁸⁸ en el 2002 publicaron un estudio, sobre una muestra de 29 pacientes (29 dientes unirradiculares) sometidos a cirugía periapical, un éxito clínico de 58'6%.

Balandrón¹⁸⁹ estima que el éxito de la cirugía periapical puede variar de un 60% a un 90%, según los distintos autores consultados.

Fernández Vázquez y cols.⁸⁵ después de un período de 6 años y 180 apicectomías, obtienen un éxito que sobrepasa ligeramente el 80%.

Para Donado y cols.¹⁹⁰ la tasa de éxito siempre es superior al de duda o fracaso, cifrándose en el 70-90%, según los estudios.

No obstante la mayoría de los autores están de acuerdo en que los resultados de la cirugía periapical son mejores después del retratamiento convencional de los conductos, sin que existan diferencias respecto a la edad, sexo, localización del diente, longitud de la raíz seccionada y tipo de lesión (granuloma o quiste). Igualmente, existe consenso en que una cirugía no corrige una endodoncia deficiente^{190,191,192}.

Gay Escoda y cols.⁷¹ están de acuerdo con lo anterior y afirman que la cirugía periapical no será la solución si el tratamiento de conductos no es el correcto. En este sentido los porcentajes de éxito de la cirugía periapical, según este autor, oscilan entre el 90-95%.

Podemos decir, por tanto, que los resultados obtenidos en nuestro estudio, en cuanto a éxito clínico, está algo por encima de los obtenidos por la mayoría de los investigadores. Por lo que consideramos que la técnica quirúrgica y la utilización del láser de Er:YAG en las condiciones de nuestro estudio parecen bastante prometedoras.

Por último analizaremos los resultados obtenidos en los controles radiológicos, donde evaluamos la *remodelación de la cavidad ósea*.

En este sentido, debemos reseñar los resultados obtenidos por distintos autores, en cuanto a la interacción de la luz láser de Er:YAG con el tejido óseo.

Así Keller y cols.⁴⁷ afirman que tras una osteotomía con este láser se produce un corte limpio con únicamente daños mínimos en los bordes, sin efectos secundarios de naturaleza térmica. El tiempo de cicatrización es similar a una osteotomía con medios mecánicos, y tras ocho semanas, el tejido óseo laminar está ocupando el espacio producido por la osteotomía. Resultados que no se consiguen con el láser de CO₂, que produce extensas zonas de carbonización que prolonga el tiempo de cicatrización entre tres a cuatro semanas⁴⁷.

Lewandowski y cols.¹⁴⁴ también obtuvieron resultados muy prometedores en osteotomías en mandíbulas de rata, consiguiendo reparación de los defectos óseos en cuatro semanas. Histológicamente, no encontraron diferencias con la osteotomía realizada con medios rotatorios, ni daños térmicos en el hueso.

En nuestra investigación se realizaron controles radiográficos a los 3 meses, 6 meses, 12 meses y 24 meses, que fueron valorados en una escala de 0 a 4, según se explicó en la tabla 4 de la metodología.

Los resultados muestran como a medida que aumenta el tiempo después del tratamiento, la osificación de la cavidad ósea va aumentando. Esto parece lógico si tenemos en cuenta los resultados obtenidos en los controles clínicos.

No obstante debemos señalar, que los criterios de éxito y fracaso de la cirugía periapical no son los mismos para todos los autores.

Para Molven y cols.¹⁹³ se consigue éxito tras un año de la intervención. Y éste consistiría no sólo en la desaparición completa de la lesión radiográfica sino

también en la zona radiotransparente de cicatrización incompleta (scar tissue) que aparece en la zona apicectomizada. Esta imagen se caracteriza por una disminución de la zona radiolúcida con un límite irregular que se extiende por sus extremos en el espacio periodontal. La imagen se puede localizar asimétricamente en relación con el ápice radicular con o sin estructura ósea visible en su interior. Estos autores consideran que la persistencia de esta imagen radiográfica un año después del tratamiento, sería considerado fracaso del mismo, mientras la disminución de la imagen sería considerada como resultado incierto, que exige controles hasta un plazo de cuatro años.

Balandrón¹⁸⁹ considera que el 45% de las lesiones periapicales requieren de 1 a 10 años para su resolución radiológica completa y el 30% más de 10 años.

Orstavik¹⁹⁴ afirma que a los 6 meses del tratamiento ya se pueden observar signos radiográficos de reparación. Sin embargo, si al año no se observan estos signos el pronóstico de curación es bajo.

De todas maneras el proceso para completar la cicatrización varía mucho de unos individuos a otros. Así, en algunos, se hace radiológicamente visible en cuestión de meses, mientras que en otros puede transcurrir un año o más hasta que se establece el patrón trabecular normal. Incluso existen lesiones periapicales que necesitan 10 años o más para su resolución radiológica completa. Hay que tener en cuenta, además, que el proceso de cicatrización *in vivo* va por delante de la radiográfica. Así, pues, podremos detectar el cambio cuando ya se ha producido la mineralización⁷¹.

Para August¹⁹⁵ los criterios de éxito serían la ausencia de signos y síntomas y la disminución de radiolucidez a 1mm o menos.

Según Baca y cols.⁵⁹ los criterios de éxito y fracaso que más se ajustan a su opinión son los expuestos por Zetterqvist y cols.¹⁹⁶ en 1991. Estos autores consideran que existe una curación completa cuando hay ausencia de signos y

síntomas clínicos, acompañados de una situación radiográfica con normal trabeculación ósea de la zona operada, admitiendo defectos óseos persistentes de no más de 1mm, y un ligamento periodontal ligeramente ensanchado. Asimismo, consideran que, hay una mejoría en los casos donde no existen síntomas ni signos clínicos, pero los hallazgos radiológicos muestran una situación de clara mejoría respecto al momento de la cirugía. El criterio de duda serían todos aquellos casos que no presenten sintomatología clínica, pero la situación radiológica no ha sufrido cambios desde la intervención quirúrgica. Por último, los fracasos serían todas las situaciones que tras la cirugía sigue habiendo clínica, acompañado o no de signos de empeoramiento radiográfico.

En nuestro estudio hemos encontrado como el control inicial a los 3 meses más del 91% de los pacientes se encontraban en un estadio inicial de osificación. En el siguiente control, la mayoría de los pacientes estaban en un estadio intermedio (82'2%). Sin embargo, en este tiempo aparecen dos casos de fracaso, que aunque radiológicamente en el control inicial mostraban un estadio inicial de osificación, la sintomatología clínica (presencia de fístula e inflamación) nos obligó a reintervenir quirúrgicamente.

En los controles realizados al año después del tratamiento, nos encontramos como el mayor porcentaje de pacientes se hallan en un estadio avanzado (68'8%) y sólo un 22'2% han terminado su osificación.

Coincidimos, por lo tanto, con la mayoría de los autores que consideran la prolongación del tiempo de control a más de un año después de la intervención^{59,71,189}.

En la revisión radiográfica realizada a nuestros pacientes a los 24 meses, observamos como más del 75% (77'7%) han completado su osificación, el 13'3% se encontraban en un estadio avanzado y 4'5% en estadio intermedio.

Si relacionamos la presencia de crecimiento bacteriano después del tratamiento con la osificación de las lesiones, no encontramos relación entre aquellos pacientes que a los dos años se encontraban en un estadio intermedio y la presencia de microorganismos.

En cuanto a los pacientes que se encontraban en un estadio avanzado, y que no habían completado su osificación a los 24 meses, si que presentaron crecimiento bacteriano después del tratamiento en un 66´6% (cuatro de las seis muestras presentaron contaminación).

Al comparar, por lo tanto, el estadio de osificación a los dos años con la presencia de microorganismos después del tratamiento, encontramos una relación estadísticamente significativa con $p < 0´01$. Es decir, que la presencia de crecimiento bacteriano si que tiene relación con el grado de remodelación ósea de la cavidad.

En general, en nuestra investigación conseguimos un porcentaje de éxito del 77´7% en cuanto a osificación de la lesión, frente al 95´5% de éxito clínico.

8. CONCLUSIONES

1. El efecto esterilizante del láser de Er:YAG sobre las estructuras dentarias in vitro se va incrementando a medida que aumenta la potencia de irradiación.

2. La potencia ideal para conseguir efecto esterilizante y menores daños en la superficie radicular y tejido óseo, en tratamientos periapicales in vivo, es de 350 mJ y 10 Hz de frecuencia .

3. El crecimiento bacteriano in vivo tras el tratamiento con láser de Er:YAG disminuyó considerablemente, presentando diferencias preirradiación y postirradiación estadísticamente significativas.

4. Las bacterias más sensibles a la radiación con láser de Er:YAG son *Porphyromonas gingivalis*, *Tanerella forsythensis*, *Fusobacterium nucleatum* y *Prevotella intermedia*

5. La evolución clínica de los pacientes sometidos a tratamiento quirúrgico periapical e irradiación con láser de Er:YAG, en las condiciones de nuestro estudio fue favorable en el 95'5% de los casos, lo que supone una tasa de éxito bastante elevada.

6. Encontramos relación entre el grado de remodelación de la cavidad ósea a los 24 meses y la presencia de crecimiento bacteriano después del tratamiento, siendo la presencia del *Fusobacterium nucleatum* la que supuso mayor significación.

9. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Orza Segada JM. Láseres y sus aplicaciones. Madrid: Edit Nuevas Tendencias (Consejo Superior de Investigaciones Científicas); 1986.
- 2.- Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 1960, 187: 493-4.
- 3.- Mauldin JH. Luz, láser y óptica. Madrid: Edit Graw-Hill; 1991.
- 4.- España AJ. Aplicaciones del láser de CO₂ en Odontología. Madrid: Edit Ergon, S.A.; 1995.
- 5.- Del Canto Pingarrón M. Análisis experimental de la acción esterilizante y vitrificante del láser de CO₂ sobre las estructuras dentarias. Tesis Doctoral, U.C.M., 1994.
- 6.- Zaragoza JR. Física e instrumentación médicas. Edit Masson-Salvat Medicina, 1992.
- 7.- Ouhayon M. Le laser: ses indications et limites en odonto-stomatologie: trouve-t-il sa place en 1983, en pratique quotidienne?. II. Les autres lasers. *Rev d'Odont- Stomatol*, 1984; 4: 270-5.
- 8.- Verdasco M, Ortiz B. Láser de Er:YAG principios físicos y sus aplicaciones en Odontología. *Quintessence*, 1996; 9: 657-68.
- 9.- Martínez-González JM, Donado M. Láser en Cirugía Bucal. En: Donado, M: Cirugía Bucal. Patología y Técnica. Madrid; 1990. p: 799-816.
- 10.- Stern RH, Sognaes RF. Laser effect on dental hard tissues. A preliminary report. *Calif Dent Asso J*; 1965; 33: 17-9.
- 11.- Stern RH, Sognaes RF. Laser inhibition of dental cries suggested by first test in vitro. *J Am Dent Assoc*, 1972; 85: 1087-90.
- 12.- Lhuisset F (citado por Uribe Echevarría). Note à propos d'impacts de laser à gaz carbonique sur le dentine. *Le Chir Dent de France*, 1979; 31: 37-9.
- 13.- Melcer J, Melcer F. Résultats à court et moyen terme de l'utilisation du laser en Odontologie. *Inf Dent de France*, 1982, 22: 2147-51.
- 14.- Bonin P, Duprez J, Perol J, Vincent R. Analyse comparative de differents lasers sur les tissus durs de la dent en fonction du mode d'application. Analyse des impacts au microscope électronique à balayage. *Rev d'Odont- Stomatol*, 1985, 1: 29-35.
- 15.- Seux J, Jofre A, Bonin P, Magloire M. Effects du rayonnement laser CO₂ sur l'incisive de souris. *Rev d'Odont- Stomatol*, 1987; 4: 231-5.

- 16.- White JM, Goodis HE, Rose CM, Khosron PM, Hornberger B. Shear bond strength of Nd:YAG laser treated dentine. *J Dent Res*, 1991; 70: 397.
- 17.- White JM, Goodis HE, Asbill SR, Watanade LG. Orthodontic bracket bond strength to Nd:YAG etched enamel. *J Dent Res*, 1991, 70: 297.
- 18.- Kelsey WP, Blankenan RJ, Powel GL, Barkmeier WW, Whsienanat BK. Enhancement of physical properties of resin restorative material by laser polimeration. *Lasers Surg Med*; 1991, 11: 69-71.
- 19.- Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: An overview. *J Am Dent Assoc*, 1993, 124: 32-5.
- 20.- Pick R, Powel GL. Láser en Odontología: Procedimientos en tejidos blandos. *Clín Odont Nort Amer*, 1993, 2: 263-77.
- 21.- Apfelberg DB (citado por Pick y Powel). *Evaluation and Installation of Surgical Laser Systems*. Edit New York, Springer-Verlag; 1987.
- 22.- Sachs SA, Borden GE. The utilisation of the carbon dioxide laser in the treatment of recurrent papillomatosis; repot of case. *J Oral Surg*, 1981, 39: 299-300.
- 23.- Melcer J. CO₂ laser in training case. *Brit Dent J*, 1988, 86: 268-9.
- 24.- Fischer SE, Frane JW. The effects of CO₂ laser on oral tissues. *J Oral Maxillofac Surg*, 1984, 6: 414-25.
- 25.- Charlot JR, Urilland HG, Sevenu C. Le laser CO₂ en chirurgie bucale. *Rev d'Odont-Stomatol*, 1986, 5: 365-70.
- 26.- Baca Pérez- Bryan R. Análisis clínico morfológico de las acciones del láser CO₂ en los tejidos blandos de la cavidad bucal. Tesis Doctoral, U.C.M., 1990.
- 27.- Blanco Jerez L. Influencia de diversos materiales de sutura en el patrón reparativo de las incisiones de la mucosa bucal con láser CO₂. Estudio Experimental. Tesis Doctoral, U.A.M., 1991.
- 28.- Deymes J. 5 années d'utilisation du laser CO₂ en chirurgie stomato et maxillofaciales: Resultats de 320 cases. *Rev d'Odont-Stomatol*, 1984, 4: 201-6.
- 29.- Kaplan I, Ger R. Partia mastectomy and immunoplasty performed with CO₂ laser. *Br J Plast Surg*, 1973, 26: 363.
- 30.- Shafir R, Slutzkki S, Bortein LA. Effects of bucal hemangioma by carbon dioxide laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1977; 44: 347.

- 31.- Pecaro BC, Garehime WJ. The CO₂ laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 1983; 41: 725-8.
- 32.- Martínez-González JM, Carrillo JS, Sada JM, Llanes F, Donado M. Eficacia del láser CO₂ en las glosectomías parciales. *Avances en Odontoestomatol*, 1989; 5: 451-7.
- 33.- Melcer J, Melcer F, Hasson R, Merard R, Gautier J. Apports du laser CO₂ dans le traitement des foyers périapicaux. *Rev. d'Odont-Stomatol*, 1982; 5: 351-5.
- 34.- Melcer J, Melcer F, Dejardin J. Apports du laser CO₂ dans le traitement de la carie dentaire et des ses complications. *Actual Odont-Stomatol*, 1987; 157:135-42.
- 35.- Goodman BD, Kaufmann HW. Effects of argon ion laser on crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel. *J Dent Res*, 1977; 10: 1201-7.
- 36.- España AJ. Láser de Er:YAG en Odontología. *Rev ANEO*, 1997; 8-13.
- 37.- Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances I. Measurement of ablation rate. *Lasers Surg Med*, 1989; 9: 338-44.
- 38.- Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances II. Light microscopic and SEM investigation. *Lasers Surg Med*, 1989; 9: 345-51.
- 39.- Hibst R, Keller U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. *SPIE*, 1993; 1880: 156-62.
- 40.- Frenzch M, Koort HJ. Lasers in dentistry new possibilities with advancing laser technology?. *Int Dent J*, 1990; 40: 323-32.
- 41.- Keller U, Hibst R. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth. *SPIE*, 1990; 1200: 408-15.
- 42.- Hibst R, Keller U. Heat effect of pulsed laser radiation. *SPIE*, 1990; 1200: 379-86.
- 43.- Ando Y, Aoki A. Bactericidal effect of Er:YAG laser on perodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med*, 1996; 19: 190-200.
- 44.- Hibst R, Keller U. Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation. *SPIE*, 1991; 1424: 120-6.
- 45.- Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: A clinical pilot study. *Lasers Surg Med*, 1997; 20: 32.

- 46.- Keller U, Hibst, R. Lasers in dentistry-clinical applications today and tomorrow. SPIE, 1993; 2008: 2-9.
- 47.- Keller U, Hibst R. Proceedings of medical applications of laser. SPIE, 1994; 2327: 146-54.
- 48.- Hibst R, Keller U. Mechanical effects of Er:YAG laser bone ablation. *Lasers Surg Med*, 1992, 12: 125-30.
- 49.- Grossman LI (citado por Weine). *Endodontic practice*. 5^a ed. Philadelphia, Lea and Febiger; 1962.
- 50.- Weine F. Preparación y obturación retrógrada: una solución ante problemas quirúrgicos periapicales. *Rev Esp Endod*, 1984; 2: 69-81.
- 51.- Alcouffe F, Pokoïk P. Reflexions sur le type de lambeau la plus approprié a la chirurgie endodontique. *Rev d'Odont-Stomatol.*, 1989; 4: 323-34.
- 52.- Stabholz A, Friedman S, Abed J. Marginal adaptation of retrograde fillings and its correlation with sealability. *J Endod*, 1985; 5: 218-23.
- 53.- Baumann M, Gerhards F. La obturación retrógrada del conducto radicular. *Quintessence*, 1997; 10: 653-9.
- 54.- O'Connor RP, Hutter JW, Roahen JO. Leakage of amalgam and super-EBA root-end filling using two preparation techniques and surgical microscopy. *J Endod*, 1995; 21: 74-8.
- 55.- King KT, Anderson RW, Pashley DH, Pantera EA. Longitudinal evaluation of the seal of endodontic retrofills. *J Endod*, 1990; 6: 307-10.
- 56.- Dorn SO, Gartner A. Retrograde filling materials: a retrograde success/failure study of amalgam, EBA and IRM. *J Endod*, 1990; 16: 391-3.
- 57.- Gregori R, Peñarrocha M, Lloria E, Guarinos J. Materiales de obturación a retro en cirugía periapical: meta-análisis. *Rev Actual Odontoestomatol Esp*, 1995; 10:17-33.
- 58.- Danin J, Linder L, Sund ML, Stromberg T, Torstenson B, Zetterquist L. Quantitative radioactive analysis of microleakage of four different retrograde fillings. *Int Endod J*, 1992; 25: 183-8.
- 59.- Baca R, Alobera MA, Sirvent F. La cirugía periapical del nuevo milenio (2^a parte). *Prof Dent*, 2002; 5: 103- 11.
- 60.- Gay C, Méndez UM, Berini L. Nuevas aportaciones en cirugía periapical. *ROE*, 1996; 1: 405-14.

- 61.- Bóveda C, Pérez E. Ultrasonido en cirugía endodóntica. *Endod*, 1996; 14: 164-5.
- 62.- Engel T, Steiman R. Preliminary investigation of ultrasonic root end preparation. *J Endod*, 1995; 21: 443-5.
- 63.- Wuchenich G, Meadows D, Torabinejad M. A comparison between two root end preparation techniques in human cadavers. *J Endod*, 1994; 20: 279-82.
- 64.- Sumi Y, Hattori H, Hayashi K, Ueda M. Ultrasonic root-end preparation: clinical and radiographic evaluation of results. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996; 54: 590-3.
- 65.- Abedi H, Van Mierlo B, Wilder-Smith P, Torabinejad M. Effects of ultrasonic root-end cavity preparation on the root apex. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1995; 80: 207-13.
- 66.- Layton CA, Marshall JC, Morgan LA, Baumgartner JC. Evaluation of cracks associated with ultrasonic root-end preparation. *J Endod*, 1996; 22: 157-60.
- 67.- Gay C, Méndez UM, Sánchez MA, Berini L. Aplicación de los ultrasonidos en cirugía periapical. *Rev Europ Odontoestomatol.*, 1996; 4: 207-14.
- 68.- Miserendino LJ, Waukegan ILL. The laser apicoectomy: Endodontic application of CO₂ laser for periapical surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1988; 66: 615-9.
- 69.- Duclos P, Behlert T, Lenz P. Nouvelle technique de traitement chirurgical des lésions periapicales utilisant le laser au gaz carbonique. *Rev d'Odont- Stomatol*, 1990; 19: 143-50.
- 70.- Kantola S, Scheinin A. Laser-induced on tooth structure. I. Crater production with a CO₂ láser. *Acta Odont Scand*, 1968; 27: 173-9.
- 71.- Gay C, Peñarrocha M, Berini L. Lesiones periapicales. En: Gay, C.; Berini, L.: *Cirugía Bucal*. Madrid: Edit Ergon; 1999. p. 749- 80
- 72.- Mouton C, Robert J. *Bacteriología Bucodental*. Barcelona: Edit Masson; 1995. p. 115- 28
- 73.- Jansson L, Ehnevid H, Lindskog S, Blomlöf L. Radiographic between periapical and periodontal status. *J Clin Periodontolog*, 1993; 20: 117-23.
- 74.- Wayman BE, Murata SM, Almeida RJ, Fowler CB. A bacteriological and histological evaluation of 58 periapical lesions. *J Endod*, 1992; 18: 152-5.
- 75.- Nair P, Sjogren V, Krey G, Kahnberg K. Intraradicular bacteria and fungi in root filled a symptomatic human teeth with therapy- resistant periapical lesions a

- long-term light and electron microscopic follow-up study. *J Endod*, 1990; 16: 580-8.
- 76.- Wasfy M, Macmahon K, Minah G, Falkler W. Microbiological evaluation of periapical infections in Egypt. *Oral Microbiol Immunol*, 1992; 7: 100-5.
- 77.- Iwu C, Macfarlane T, Mackenzie D, Stenhouse D. The microbiology of periapical granulomas. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1990; 69: 502-5.
- 78.- Van Winkelhoff A, Carlee A, De Graaf J. *Bacteroides endodontalis* and other blackpigmented. *Bacteroides* species in odontogenic abscesses. *Infect Immunol*, 1985; 49: 494-7.
- 79.- Baca P. Cirugía periapical. En: Donado, M. Cirugía Bucal. Patología y Técnica. Barcelona: Edit Masson, 2ª edición; 1998. p.427-40.
- 80.- Farrar J. Radical and heroic treatment of alveolar abscess by amputation of roots of teeth with description and application of the cantilever crown. *Dental Cosmos*, 1884; 26: 135-9.
- 81.- Rhein ML. Amputation of roots as an radical cure of chronic alveolar abscess. *Dental Cosmos*, 1890; 32: 763.
- 82.- Partsch C, Kunert A. Über Wurzelresektion. *Dtsch Mschr Zahnheilk*, 1899; 17: 348- 67.
- 83.- Arens DE, Chivian N. Endodoncia semiquirúrgica. En: Arens, DE.; Adams, WR; De Castro, RA. Cirugía en Endodoncia. Barcelona: Edit Doyma; 1984. p.133-57.
- 84.- Garvin MY. Root resection. *J Canad Dent Ass*, 1942; 8: 126-9.
- 85.- Fernández J, Garrón G. Apicectomía: otro complemento endodóncico. *Rev Actual Estomatolog Esp*, 1988; 48: 39-55.
- 86.- Martínez Herrera L. Tratamiento de conductos ante el fracaso de la cirugía periapical: endodoncia postquirúrgica. *RCOE*, 1997; 2: 809-15.
- 87.- Donado A, Gomeza A, Sirvent F, Martínez JM, Donado M. Cirugía, ¿ una solución en endodoncia?. Recursos actuales. Parte I. *Endod*, 2001; 19: 111-23.
- 88.- Liñares JM. Atlas de Endodoncia quirúrgica. Barcelona: Edit. Instituto Lácer de Salud Bucodental; 2000. p. 39-88.
- 89.- Barnes IE. Operative Technique: Anaesthesia. In: *Surgical Endodontics*. Edit Barnes. London, 1991.

- 90.- Sada JM, Baca R. Cirugía periapical. En: Bermudo, L. Atlas de Cirugía Oral. Barcelona: Edit. Instituto Lacer de Salud Bucodental; 2001; p. 45-58.
- 91.- Weine FS, Bustamante MA. Cirugía periapical. En: Weine FS. Tratamiento endodóncico. Madrid: Edit. Harcourt Brace 5ª edición; 1997. p. 523-606.
- 92.- Harrison JW, Jurosky KA. Wound healing in the tissues of the perodontium following periradicular surgery. The dessectional wound. J Endod, 1991; 17: 425.
- 93.- Carr GB. Ultrasonic root-end preparation. Dent Clin North Am, 1997; 541-54
- 94.- Frank AL. Long-term evaluation of surgical endodontic place amalgam fillings. J Endod, 1992; 18: 391-2.
- 95.- Beer R, Baumann MA, Kim S. Endodoncia microquirúrgica. En: Beer R. Atlas de Endodoncia. Barcelona: Edit. Masson, S.A.; 1988. p. 233-54.
- 96.- Carr GB. Microscopes in endodontics. Endodont, 1992; 20: 55-61.
- 97.- Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. J Endod, 1994; 20: 226.
- 98.- Fabrá H. Los ultrasonidos como sustitutos de los instrumentos rotatorios en cirugía periapical y en la localización de conductos. Endod, 1995; 13: 191-9.
- 99.- Carr GB. Reatretment. En: Cohen S, Burns RC. Pathways of pulp. St. Louis: Edit. Mosby, 7ª ed.; 1998.
- 100.- Carr GB. Advanced techniques and visual enhancement for endodontic surgery. Endod Rep, 1992; 7: 6-9.
- 101.- Gutman JL, Saunders W, Nguyen L, Guo Y, Saunders EM. Ultrasonic root-end preparation. Part 1. Sem analysis. Int Endod J, 1994; 3: 27-3.
- 102.- Min MM, Brown CE, Legan JJ. In vitro evaluation of effects of ultrasonic root-end preparation on resected root surfaces. J Endod, 1997; 23: 624-8.
- 103.- Frank RJ, Antrim DD, Bakland UK. Effect of retrograde cavity preparations of root apexes. End Dent Traumat, 1996; 12: 100-3.
- 104.- Saunders W, Saunders EM, Gutman JL. Ultrasonic root-end preparation. Part 2. Microleakage of EBA root-end fillings. Int Dent J, 1994; 27: 325-9.
- 105.- Tanzilli JP, Raphael D, Moodnik RM. A comparison of the marginal adaptation of retrograde techniques: a scanning electron microscope study. Oral Surg, 1980; 50: 74.

- 106.- Torabinejad M., Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root-end fillings materials: effects of blood contamination. *J Endod*, 1994; 20: 159- 63.
- 107.- Higa RK, Torabinejad M, McKendry DJ, McMillan PJ. The effect of storage time on the degree of dye leakage of root-end filling materials. *Int Endod J*, 1994; 27: 252-6.
- 108.- Chong BS, Owadally JD, Pitt Ford TR. Antibacterial activity of potential retrograde root fillings materials. *Endod Dent Traumatol*, 1994; 10: 66-70.
- 109.- Biggs JT, Benenati FW, Powel SE. Ten year in vitro assessment of the surface status of the three retrofilling materials. *J Endod*, 1995; 21: 521- 5.
- 110.- McDonald A, Moore BK, Newton CW, Brown CE. Evaluation of an apatite cement a root-end filling material. *J Endod*, 1994; 20: 598- 604.
- 111.- Danin J, Linder L, Ramskold L, Sund ML. A study in vitro of threaded titanium pins used for retrograde obturation of root canals. *Int Endod J*, 1994; 27: 257- 62.
- 112.- Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod*, 1993; 19: 591-5.
- 113.- Keiser K, Johson CC, Tipton DA. Cytotoxicity of mineral trioxide aggregate using human periodontal ligament fibroblast. *J Endod*, 2000; 26: 288-91.
- 114.- García Barbero E, Vera V, Velázquez J, Baldonado JL, Rodríguez JL, Rodríguez A, González C. Nuevas posibilidades terapéuticas en Endodoncia. *Rev Europ Odontoestomatol*, 2000; 13: 325- 30.
- 115.- Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 1999; 25: 197- 205.
- 116.- Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dog. *J Endod*, 1995; 21: 603- 8.
- 117.- Yatsushiro D, Baumgartner JC. Longitudinal study of the microleakage of two root-end materials using a fluid conductive system. *J Endod*, 1998; 24: 716- 9.
- 118.- Hermann JB. Changes in tensile strength and knot security of surgical sutures in vivo. *Arch Surg*, 1973; 106: 707.
- 119.- Mach SD, Krizek TJ. Sutures and suturing current concept. *J Oral Surg*, 1978; 36: 710.

- 120.- Hsu YY, Kim S. La superficie radicular reseca. Clin Odont Nort Amer, 1997; 3: 597- 09.
- 121.-Halse A, Molven O, Grung B. Follow-up after periapical surgery: the value of the one-year control. Endod Dent Traumatol, 1991; 7: 246-50.
- 122.- Baca R, Alobera MA, Sirvent F. La cirugía periapical del nuevo milenio (1ª parte). Prof Dent, 2002; 5: 23-31.
- 123.- Rud J, Andreasen JO. Operative procedure in periapical surgery with contemporaneous root filling. Int J Oral Surg, 1972; 1: 297-02.
- 124.- Noguerol B, García JA, Donado M. Introducción a la física y efectos biológicos de los láseres en Medicina (I). Avances en Odontoestomatol, 1985; 2: 87- 97.
- 125.- Carrillo JS, Martínez-González JM, Baca R, Donado M. Algunos aspectos sobre dosimetría, utilización del láser CO₂ de alta potencia en odontoestomatología. Estomodeo, 1991; 38:19- 24.
- 126.- Noguerol B, García JA, Donado M, Ramos JM. Fundamentos físicos de los láseres. Avances en Odontoestomatol, 1986; 6: 83-90.
- 127.- El tratamiento de las paredes de los conductos de las raíces con láser de Nd:YAG. Rev Actual Odontoestomatol, 1993; 421: 39-43.
- 128.- Polanyi TG. Laser Physics: Otolaringología. Dent Clin Nort Am, 1983; 4: 753- 74.
- 129.- Hicks J, Winn D, Flaitz C, Powel L. In vivo caries formation in enamel following argon laser irradiation and combined fluoride and argon laser treatment: a clinical pilot study. Quintessence Intern, 2004; 35: 15-20
- 130.- Tuffin JR, Carruth JAS. The carbon dioxide surgical laser. Brit Dent J, 1980; 149: 255.
- 131.- Martínez-González JM, Peris RM, Baca R, Blanco L, Del Canto M. Cirugía láser CO₂ en la eliminación de leucoplasias de la cavidad oral. Rev Europ Odontoestomatol, 1993; 6: 321-8.
- 132.- Uribe Echevarría U, Uribe Echevarría AG. Tecnología láser aplicada a la operatoria dental. En: Uribe Echevarría, J. Operatoria Dental: Ciencia y Práctica. Madrid: Edit Avances; 1990. p. 367-77.
- 133.- Brune D. Interaction of pulsed CO₂ laser beam with teeth in vitro. Scand. J Dent Res, 1980; 4: 301-5.

- 134.- Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure. IV. A study of changes in the calcium and phosphorus contents in dentine by electronprobe microanalysis. *Acta Odont Scand*, 1972; 30: 463- 74.
- 135.- Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure. VII. X-ray diffraction study dentine exposed to CO₂ laser. *Acta Odont Scand*, 1973; 31: 381- 6.
- 136.- Melcer J. Apport du laser CO₂ dans la sterilisation de certaines infections d'origine dentaire. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 1982; 23: 146-51.
- 137.- Litovsky C, Litovsky B, Miro L. Experimentation d'un prototype de laser de CO₂ en pratique odontologique courante. *Acta Odont-Stomatol*, 1988; 163: 537-43.
- 138.- Padrós E, Arroyo S. El láser de Er:YAG en la práctica odontológica general. *Quintessence*, 1999; 12: 61- 76.
- 139.- Keller U. Indicaciones y aplicaciones clínicas del KEY-láser en la cirugía mucogingival. *Maxillaris*, 1998; Jul.: 22-8.
- 140.- Botella JM, Jiménez V, Sala S. El láser de Er:YAG en los tejidos duros dentarios. *Evaluación clínica. Quintessence*, 1998; 11: 264-79.
- 141.- Hibst R, Keller U. The effect of pulsed Er:YAG laser radiation on dental hard tissues. *Laser Med Surg*, 1988; 4: 163- 5.
- 142.- Keller U, Raab M, Hibst R. Tooth pulp reaction following Er:YAG Laser application. *SPIE*, 1991; 1424; 127-33.
- 143.- Adrian JC. Laser and the dental pulp. *J Am Dent Assoc*, 1977; 83: 113- 7.
- 144.- Lewandowski KV, Lorente C, Schomacker KT, Flotte T, Wilkes JW, Deutsch TF. Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. *Laser Med Surg*, 1996; 19: 40-5.
- 145.- Evans DJ, Matthews S, Pitts NB, Longbottom C, Nugent ZJ. Cavity preparation using an Erbium:YAG laser. *Br Dent J*, 2000; 188: 677- 9.
- 146.- Peña JM, Cabricano V, Fernández JJ, Fernández JP, Villa MA. Cavidades de clase V preparadas por técnica mecánica convencional y mediante láser Erbio:YAG. Estudio comparativo in vitro por microfiltración. *Avances en Odontoestomatol*, 1999; 15: 3- 10.
- 147.- Keller U, Hibst R, Mohr W. Histologische untersuchungen der pulpreaktion nach Er:YAG. *Laserbestrahlung*, 1992; 47: 222- 4.
- 148.- Keller U. Lasers in dentistry. *SPIE*, 1991; 1525

- 149.- Keller U, Hibst R. Effect of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. SPIE, 1993;1880:163-8.
- 150.- Moritz A. In vitro irradiation of infected root canals with a diode laser: results of microbiologic, infrared spectrometric and stain penetration examinations. Quintessence Intern, 1997; 28: 205- 9.
- 151.- González JM. Esterilización del canal radicular mediante láser como técnica sustitutiva de la endodoncia. Revisión bibliográfica. Avances en Odontoestomatol, 2000; 16: 51- 9.
- 152.- Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro studies on laser scanning of subgingival calculus with an Er:YAG laser . J. Periodontol., 1994; 65: 1097-06.
- 153.- Keller U, Hibst R. Experimental removal of subgingival calculus with the Er:YAG laser. SPIE, 1995; 2623: 189- 98.
- 154.- García-Núñez JA, Sanz M, Aranda JJ, Herrero A. Remoción del cálculo subgingival con láser de Er:YAG: Versus Ultrasonidos. Estudio in vitro con MEB. Avances en Odonestomatol, 2001; 17: 273-85.
- 155.- Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Gotz H, Duschner H, Jansen B. Bactericidal effect of Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. J Periodontol, 2002; 73: 1292-8.
- 156.- España AJ. Láser de Er:YAG ; Presente o futuro. Informe Dental, 1998; 2: 434- 8.
- 157.- Fernández-Cáliz F. El láser Er:YAG como alternativa al grabado ácido convencional en la tracción quirúrgico-ortodóncica. Tesis Doctoral, Universidad de Granada, 2002.
- 158.- Komori T, Yokoyama K, Takato T, Matsumoto K. Clinical application of the erbium:YAG laser for apicoectomy. J Endod, 1997; 23: 748-50.
- 159.- Coffelt DW, Cobb CM, Macneill S, Rapley JW, Killoy W.J. Determination of energy density thres-hold for laser ablation of bacteria. An in vitro study. J Clin Periodontol, 1997; 24: 1-7.
- 160.- Del Canto M, Martínez-González JM, Alobera MA, Meníz C, Donado M. El láser CO₂ en la esterilización de estructuras dentarias I. Estudio in vitro. Avances en Odontoestomatol, 1998; 14:403-9.
- 161.- Arens DL, Levy GC, RizoIU IM. A comparision f dentin permeability after bur and laser apicoectomies. Compendium, 1993; 14: 1290- 4.

- 162.- Stabholz A, Khayat A, Ravanshad SH, McCarthy DW, Neev J. Effects of Nd:YAG laser on apical seal of teeth after apicoectomy and retrofill. *J Endod*, 1992; 18: 371-5.
- 163.- Morlock BJ, Pippen DJ, Cobb CM, Killoy WJ, Rapley JW. The effect of Nd:YAG laser exposure on root surfaces when used as an adjunct to root planning: An in vitro study. *J Periodontol*, 1992; 63: 637- 41.
- 164.- Trylovic, DJ, Cobb CM, Pippen DJ, Spencer P, Killoy WJ. The effects of the Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin-treated root surfaces. *J Periodontol*, 1992; 63: 626-32.
- 165.- Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J Clin Periodontol*, 1997; 24: 595- 02.
- 166.- Komori T, Yokohama K, Matsumoto Y, Matsumoto K. Erbium:YAG and Holmium:YAG laser root resection of extracted human teeth. *J Clin Laser Med Surg*, 1997; 15: 9- 13.
- 167.- Padrós E, Arroyo S. Evaluación clínica del láser Er:YAG en odontología. *Informe Dental*, 1998; 2: 428- 32.
- 168.- Camargo SC, Gavini G, Eduardo CP, Aun E, Ribeiro LW, Bobina JM. Asociación de la irradiación de Er:YAG y de Nd:YAG para la preparación de la cavidad y relleno de la cavidad retrógrada en apicectomía, comparación con técnica convencional. *SPIE*, 1999; 3593: 2- 5.
- 169.- Gouw S, Lage JL, Eduardo CP. Apicectomía con láser de Er:YAG: estudio de permeabilidad y estudio morfológico. *Diario de Investigación Dental*, 1996; 76: 1228
- 170.- Mehl A, Folwaczny M, Haffner C, Hickel R. Bactericidal effects of 2'9 μ m Er:YAG laser radiation in dental root canals. *J Endod*, 1999; 25: 490- 3.
- 171.- Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. *J Clin Laser Med Surg*, 1998; 16: 117-22.
- 172.- Litowsky C, Litowsky B, Miro L. Experimentation d'un prototype de laser CO₂ en pratique odontologique courante. *Actual Odont-Stomatol.*, 1988; 163: 537- 43.
- 173.- Martínez-González JM, Del Canto M, Gómez-Font R, Tresguerres I, Donado M. El láser CO₂ en la esterilización de las estructuras dentarias II. Estudio in vivo. *Avances en Odontoestomatol*, 1998; 14: 433- 8.

- 174.- Adrian JC, Gross A. A next method of sterilization the dioxide laser. *J Oral Pathol*, 1979; 8: 60-1.
- 175.- Hooks TW, Adrian JC, Bernier WE. Use carbon dioxide laser in the sterilisation of endodontics reamers. *J Oral Surg*, 1980; 49: 263- 5.
- 176.- Gouw S, Tanji E, Haypek P, Cardoso W, Eduardo CP. The use of Er:YAG, Nd:YAG and Ga-Al-As lasers in periapical surgery: a 3 years clinical study. *J Clin Laser Med Surg*, 2001; 19: 193 –8.
- 177.- Tronstad L. Extraradicular endodontic infections. *Endod Dent Traumatol*, 1987; 3: 86- 90.
- 178.- Abou-Rass M. Microorganisms in closed periapicals lesions. *Int Endod J*, 1998; 31: 39- 47.
- 179.- Roldán S, Herrera D, Zabalegui I, Zabalegui B. Influencia de la patología pulpo-periapical sobre la curación periodontal: el factor microbiológico. *Periodoncia*, 1998; 8: 113- 24.
- 180.- Eli I, Judes H, Rosenberg M. Microbial contamination by a medical carbon dioxide. *Lasers Surg Med*, 1983; 3: 39- 44.
- 181.- Pick R. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Peridontol.*, 1993; 64. 589- 602.
- 182.- Watanabe H. Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg*, 1996; 14: 67.
- 183.- Paghdiwa AF. Does the laser work on hard dental tissue?. *JADA*, 1991; 122: 79- 80.
- 184.- Rapp EL, Brown CE, Newton CW. An analysis of success and failure of apicoectomies. *J Endod*, 1991; 17: 508.
- 185.- Amagasa T, Nagase M, Sato T. Apicoectomy with retrograde guttapercha root filling. *J Oral Surg*, 1989; 68: 339- 74.
- 186.- Friedman S, Lustmann J, Sharabany V. Treatment results of apical surgery in premolar and molar teeth. *J Endod*, 1991; 17:30.
- 187.- Ioannides C, Bortslap WA. Apicoectomy on molars: a clinical and radiologic study. *Int J Oral Surg*, 1983; 12: 73.
- 188.- Vallecillo M; Muñoz, E; Reyes C, Prados E, Olmedo V. Cirugía periapical de 29 dientes. Comparación entre técnica convencional, microsierra y uso de ultrasonidos. *Medicina Oral*, 2002; 7: 46- 53.

- 189.- Balandrón J. Atlas de Cirugía Oral. Madrid: Edit. Ergón; 1997. p: 168- 85.
- 190.- Donado A, Gomeza A, Sirvent F, Martínez-González JM, Donado M. Cirugía, ¿una solución en endodoncia? Perspectivas futuras. Parte II. Endodoncia, 2001; 19:195- 07.
- 191.- Molven O, Halsen A, Grung B. Surgical management of endodontic failures: indications and treatment results. Int Dent J, 1991; 41: 33- 41.
- 192.- Allen RK, Newton CW, Brown CE. A statistical analysis of surgical and non surgical endodontic retreatment cases. J Endod, 1989; 15: 261- 6.
- 193.- Molven O, Halsen A, Grung B. Incomplete healing (scar tissue) after periapical surgery-radiographic finding 8 to 12 years after treatment. J Endod, 1996; 22
- 194.- Orstavik D. Time-course and risk analyses of the development and healing of chronic apical periodontitis in man. Int Endod J, 1996; 29: 84- 92.
- 195.- August DS. Long-term postsurgical results on teeth with periapical radiolucencies. J Endod, 1996; 22: 380- 3.
- 196.- Zetterqvist L, Hall G, Holmlund A. Apicoectomy: a comparative clinical study of amalgam and glass ionomer cement as apical sealants. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1991; 71: 489- 91.