

EFFECTO BACTERICIDA DEL LÁSER DE Er,Cr:YSGG  
EN EL INTERIOR DEL CONDUCTO RADICULAR.

**Tesis Doctoral**

Josep Arnabat Domínguez

**Directores**

Prof. Leonardo Berini Aytés

Prof. Miguel Viñas Ciordia

DEPARTAMENT D'ODONTOESTOMATOLOGIA

FACULTAT D'ODONTOLOGIA

UNIVERSITAT DE BARCELONA



## **6. DISCUSIÓN**

---



## **6. DISCUSIÓN**

### **6.1. Discusión sobre la metodología empleada en otros estudios**

#### **6.1.1. Tipo de dientes**

En estudios similares o parecidos al efectuado, se han empleado diferentes tipos de dientes que pueden ser humanos -pero no siempre monorradiculares- (Gutknecht y cols. 1996a), de alguna especie animal -dientes de perros (Koba y cols. 1998b), porcinos (Le Goff y cols. 1999) o bovinos (Gutknecht y cols. 2000)- o simplemente algún receptáculo artificial que simularía la morfología del diente; por ejemplo Rooney y cols. utilizaron unos tubos capilares de vidrio de diámetro de 1.13mm (Rooney y cols. 1994). Esta última opción es fácilmente criticable ya que se anulan las condiciones morfológicas propias de los dientes naturales puesto que en este diseño no existen -por ejemplo- ni conductos laterales ni túbulos dentinarios, estructuras cuya presencia modula con toda probabilidad los resultados que van a obtenerse.

En el trabajo de Gutknecht y cols. sobre el efecto bactericida del láser de diodo en la pared del conducto radicular se utilizaron dientes bovinos. Según estos autores, la elección se justificaba porque todos los dientes bovinos empleados - que presentaban la ventaja de ser de animales de una misma edad- tenían una morfología y unas dimensiones del conducto radicular, y una densidad de túbulos dentinarios muy similar a la de los dientes humanos (Gutknecht y cols. 2000). Argumentaban además que los dientes humanos son difíciles de estandarizar debido a que en función de la edad del individuo se pueden encontrar diferentes estadios de esclerosis de los túbulos dentinarios. En nuestro estudio se ha preferido utilizar dientes humanos ya que en cierto modo reflejan mejor la realidad clínica que se afronta a diario -no se efectúan tratamientos endodóncicos en

dientes sanos-; sin embargo, hay que admitir que no se ha tenido en cuenta la edad ni la patología dental del paciente, y que por lo tanto los dientes tratados podían -sin duda- tener diferentes grados de esclerosis de los túbulos dentinarios. También puede aducirse que todos los dientes se han asignado sin criterios preestablecidos -en cierta manera sería una aleatorización involuntaria- a los diferentes grupos de tratamiento con lo que posiblemente se reduzca este posible sesgo.

Lo que sí es claro que en el presente estudio sólo pueden inferirse conclusiones para un determinado tipo de diente que es el monorradicular de un solo conducto y con unas condiciones anatómicas ciertamente favorables.

En nuestro estudio se han realizado todos los tratamientos en el interior del conducto radicular de la misma forma que se harían in vivo. Otros autores como Gutknecht y cols. han valorado el efecto bactericida en profundidad. Para ello han utilizado cortes de dientes con diferentes grosores evaluando la capacidad de penetración en profundidad de diferentes láseres (Gutknecht y cols. 2000).

Obviamente los resultados obtenidos en nuestro estudio no pueden ser extrapolados alegremente a otro tipo de dientes ni tampoco podemos valorar el efecto bactericida que se produce en la profundidad del túbulo dentinario. Sin embargo hemos creído que la irradiación en el interior del conducto radicular era la que más se asemeja al tratamiento in vivo.

### **6.1.2. Conservación y esterilización de los dientes**

La conservación de los dientes es un tema muy controvertido ya que no existe un total acuerdo sobre cual es la mejor forma de mantener los dientes una vez se ha efectuado la extracción. En algunos estudios no se da importancia al

sistema de almacenado de los dientes y no se hace ninguna referencia sobre este apartado (Kesler y cols. 1998). En otros casos se especifica que son dientes frescos -extraídos de cerdos pequeños- aunque tampoco se hace ninguna referencia sobre si se realizó el tratamiento de forma inmediata a la extracción o no (Le Goff y cols. 1999). Otros como Pashley y cols. mantienen los dientes menos de un mes a 4°C y en una solución isotónica salina que contiene un conservante antimicrobiano (ázida sódico) (Pashley y cols. 1992). Blum y cols. también almacenaron los dientes a la misma temperatura de 4°C; sin embargo en este caso utilizaron agua destilada (Blum y cols. 1997a). También se han utilizado otros productos como la formalina al 10% (Khan y cols. 1997), el timol al 0.1% y a 9°C (Sousa-Neto y cols. 2002), solución fisiológica salina (Levy 1992, Gutknecht y cols. 1996a, Moritz y cols. 1999b, Folwaczny y cols. 2002, Kimura y cols. 2002, Schoop y cols. 2004), o solución de clorhexidina al 0.5% (Ramsköld y cols. 1997). En cuanto a la temperatura de conservación de los dientes durante el periodo de almacenaje varía desde la temperatura ambiente (Jelinková y cols. 1999) a los 9°C de (Sousa-Neto y cols. 2002) o a los 4°C de (Blum y cols. 1997, Pashley y cols. 1992). En nuestro estudio hemos conservado los dientes en suero fisiológico salino a temperatura ambiente.

No sólo es importante conservar adecuadamente los dientes después de ser extraídos sino que también -para este tipo de estudios- es fundamental partir de una situación inicial en la que el diente esté completamente estéril. Berutti y cols., en su trabajo realizado para evaluar la penetración de los diferentes irrigantes a nivel del sistema tubular, citan como condición indispensable el hecho de esterilizar los dientes mediante el óxido de etileno, método que según ellos permite obtener una esterilización total (Berutti y cols. 1997).

Quizás podrían aducirse dos inconvenientes en el empleo del autoclave convencional: en primer lugar porque la temperatura alcanzada llega a alterar la morfología del sistema tubular, y en segundo lugar habría dudas sobre si la esterilización conseguida es eficaz.

Para responder a la primera cuestión hay que decir que en el presente estudio sólo se ha querido valorar el efecto desinfectante a nivel del conducto radicular, y que, por lo tanto, poco importa si se ha producido algún tipo de alteración a nivel del sistema tubular.

Por lo que se refiere a la segunda duda, puede observarse que en nuestro estudio todos los controles que se han realizado, han resultado ser verdaderamente estériles -no se ha podido comprobar la presencia de bacterias en la resiembra-. Tales resultados permiten suponer la eficacia, en este aspecto, del autoclave, aparatología que también se ha utilizado en otros estudios similares o parecidos a éste (Gutknecht y cols. 1996a, Moritz y cols. 1999b, Schoop y cols. 2004)

### **6.1.3. Tipos de bacterias**

De hecho la aplicación del láser de Er,Cr:YSGG como desinfectante de conductos podría haberse propuesto como una utilización universal, es decir en cualquier tipo de tratamiento endodóncico -ya sea el efectuado de entrada o bien el que se repite tras un fracaso previo (reendodoncia)-.

No obstante, no parece tener demasiado sentido querer demostrar su eficacia ante los microorganismos causales de la patología infecciosa que motiva, por vez primera, la indicación del tratamiento endodóncico. Así, se consideró poco

oportuno probar su acción bactericida ante microorganismos como estreptococos, *Peptostreptococcus spp.*, *Porphyromonas spp.*, *Prevotella spp.*, etc., ya que éstos -a pesar de jugar un rol esencial en las infecciones primarias del conducto radicular- suelen ser muy sensibles al tratamiento quimicomecánico de rutina; es más, las bacterias anaerobias estrictas ya son lábiles únicamente al cambio de medio ambiente que supone la instrumentación mecánica. Tampoco se creyó interesante probar este efecto desinfectante ante bacterias cuyo papel parece ser secundario en este tipo de infecciones como *Campylobacter spp.*, *Capnocytophaga spp.*, *Propionibacterium spp.*, etc. Pero también ha habido experiencias similares a la nuestra que han utilizado bacterias en principio poco problemáticas (Talebzadeh y cols. 1994, Blum y cols. 1997a).

Por lo tanto nuestra opción se centró en intentar justificar la aportación del láser en las situaciones más complejas como son los fracasos del tratamiento endodóncico, y muy en especial aquéllas que cursan con patología periapical infecciosa de carácter crónico. En principio se pensó en utilizar dos bacterias -*Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis*- cuya participación, tal como se pudo comprobar en la revisión de la literatura científica que se hizo, era evidente en los casos de fracaso del tratamiento endodóncico (Molander y cols. 1998). Sin embargo posteriores estudios (Moritz y cols. 2000, Schoop y cols. 2004) han demostrado que *Enterococcus faecalis* era mas resistente que *Escherichia coli* -respecto a la irradiación con diferentes láseres- y ésta fue la causa de que en el estudio definitivo sólo se utilizara *Enterococcus faecalis*.

Podría discutirse asimismo porqué no se han usado otros microorganismos de reputada resistencia frente a los agentes que se utilizan en un tratamiento endodóncico convencional como sería el caso de *Actinomyces spp.* (Happonen

1986, Sunde y cols. 2002), *Pseudomona aeruginosa* (Tronstad y cols. 1990) y sobre todo de *Candida albicans* (Peciulienė y cols. 2001, Egan y cols. 2002), pero la respuesta sería que *Enterococcus faecalis* parece ser el microorganismo más prevalente en las situaciones de fracaso (Tronstad y cols. 1990, Molander y cols. 1998, Sundqvist y cols. 1998, Peciulienė y cols. 2000, Siqueira 2001).

Así experiencias similares a la nuestra han utilizado el *Enterococcus faecalis* para comprobar su susceptibilidad frente a la simple instrumentación mecánica y a diferentes concentraciones de hipoclorito sódico (Siqueira y cols. 2000e). También han aparecido estudios comparativos -en cuanto a poder desinfectante- en los que ya se utilizaba algún tipo de láser (Moshonov y cols. 1995a). No obstante, Siqueira y cols. dan una serie de razones de peso para justificar la elección del *Enterococcus faecalis*; en primer lugar porque posee la habilidad de mutiplicarse después de los procedimientos mecánico-químicos habituales de todo tratamiento endodónico; porque puede sobrevivir bajo condiciones difíciles con poca cantidad de nutrientes; y finalmente porque es muy resistente a las soluciones irrigadoras usadas en endodoncia (Siqueira y cols. 2002c). A ello tendría que sumarse su resistencia frente a los medicamentos que se dejan, entre sesiones, dentro del conducto como es el caso del hidróxido de calcio (Byström y cols. 1985, Weiger y cols. 1995). Todo ello probablemente explica su alta prevalencia en cultivos procedentes de dientes en los que el tratamiento endodónico ha fracasado. Pero además -y sobre todo- su elección puede justificarse porque su cultivo y manipulación son relativamente fáciles (Siqueira y cols. 2002b). La sencillez en su manipulación también es una razón aducida por Heiling y Chandler quienes, para reducir la complejidad de trabajo, sugieren el empleo de una bacteria que no sea anaerobia como el *Enterococcus faecalis* (Heiling y Chandler 1998).

Existen también otros motivos que se han argumentado para utilizar el *Enterococcus faecalis*; por ejemplo, hay quien ha aducido que se trata de una bacteria que puede producir monoinfecciones (Fabricius y cols. 1982) -es decir actuar en solitario sin el soporte de otras bacterias- pero esta característica no parece observarse en las infecciones humanas del conducto radicular ni tampoco en las de la región periapical (Molander y cols. 1998).

Otro tipo de estudios -emparentados con el actual pero que básicamente intentan demostrar la capacidad desinfectante a nivel de la región dentinaria- también han utilizado el *Enterococcus faecalis*, en parte por las razones hasta ahora aducidas pero también por su muy notable capacidad para penetrar a través del sistema tubular (Peters y cols. 2000).

#### **6.1.4. Cantidad de bacterias inoculadas**

Para que este estudio adquiriese una mayor similitud con lo que realmente sucede en clínica, una premisa a respetar fue que la cantidad de bacterias presentes en el interior del conducto radicular fuese lo más parecida posible a lo que acontece en la realidad. Por ese motivo se inoculó una cantidad de bacterias -alrededor de  $10^9$ - similar a la cifra que se considera, según los datos de la literatura revisada, que existe en una infección del conducto radicular. Así, por ejemplo, Moritz y cols. inocularon *Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis* -pero en este caso irradiaron con un láser de diodo a 4W-, utilizando una concentración inicial de bacterias de  $1 \times 10^9$  e introduciendo en cada conducto 10  $\mu$ l de la suspensión infectante; no obstante, en este trabajo los dientes se incubaron a 37°C durante 48 horas (Moritz y cols. 1997a).

Pero no en todos los estudios parecidos al nuestro se ha utilizado una carga bacteriana similar sino que, al contrario, en algunos llega a ser muchísimo más baja -lo que va a repercutir rotundamente a su favor en los resultados obtenidos-. Así, Rooney y cols. -basándose en los estudios de Byström y cols. (Byström y cols. 1985) y de Sjögren y cols. (Sjögren y cols. 1991)- utilizaron también el *Enterococcus faecalis* pero inoculándolo en una cantidad de  $10^5$ , que dicen que es el promedio del número de bacterias que se encuentran en los dientes unirradiculares no vitales (Rooney y cols. 1994).

Por su parte, Gutknecht y cols. inocularon 10 microlitros de una suspensión de *Enterococcus faecalis*, que se introducían en el interior del conducto radicular mediante una micropipeta calibrada, de forma similar a la que aquí se ha hecho. No obstante los conductos eran preparados hasta un ISO 60 de manera que el espacio generado era bastante más mayor que el obtenido en nuestro estudio -aquí se ha instrumentado hasta un ISO 30-. La concentración inicial de las bacterias en suspensión era asimismo algo superior a la nuestra, presentando un rango entre  $1.43 \times 10^{10}$  y  $1.63 \times 10^{10}$  (Gutknecht y cols. 1996a). La razón de usar estas concentraciones fue la de superar como mínimo la dilución del  $10^8$ , cantidad que era considerada por algunos como el límite que se encuentra en los dientes con pulpa necrótica (Sundqvist y cols. 1998).

A tenor de lo ahora expuesto puede observarse como en la literatura se encuentran trabajos en los que se ha utilizado una cantidad de bacterias que se podría considerar baja -alrededor de  $10^5$ -, otros en los que el número de bacterias podría conceptuarse como alto -más de  $10^9$ - y finalmente los eclécticos que suelen emplear cantidades de aproximadamente  $10^7$ . Así, por ejemplo, dentro de los primeros estaría el estudio de Ribeiro Sobrinho y cols. quienes inoculaban

cantidades de bacterias entre  $1 \times 10^5$  y  $5 \times 10^5$ , aunque hay que especificar que se trataba de un estudio de experimentación animal sobre ratones (Ribeiro Sobrihno y cols. 1998).

La razón de utilizar cantidades bajas vendría, en parte, justificada por trabajos como los de Cheung y Ho, quienes estudiaron la flora microbacteriana de los conductos radiculares que previamente habían sido tratados con endodoncia y que presentaban una lesión periapical. El rango de los recuentos bacterianos obtenidos oscilaba desde 0 -es decir aquéllos en los que no se pudo aislar ninguna bacteria- a  $2.3 \times 10^5$ . No obstante también mencionaban que, en la mayoría de los casos, el número de bacterias aisladas era de  $2.5 \times 10^4$  CFU/ml, cifra que admiten que está bastante por debajo de otros estudios en los que no ha existido previamente un tratamiento endodóncico. Este hecho lo justifican porque las condiciones medioambientales y nutricionales de los conductos tratados son más deficientes ya que en ellos no existen restos de material necrótico ni aporte sanguíneo de ningún tipo; además el conducto obturado dispone de un menor espacio para que las bacterias puedan desplazarse, multiplicarse y proliferar en su interior (Cheung y Ho 2001).

Un estudio similar al anterior es el de Peciulienė y cols.; en este caso se realizó sobre pacientes lituanos que presentaban una periodontitis apical en dientes que anteriormente habían sido tratados mediante endodoncia. Los cultivos positivos ascendían a un 80% y el recuento específico para el *Enterococcus faecalis* en 11 casos fue superior a  $10^5$  y en 3 casos inferior a esta cifra de  $10^5$  (sin aportar cifras concretas en ambos casos). Estos autores también explicaron estos valores bajos en razón al contenido del conducto tratado ya que la gutapercha, las

puntas de plata, el cemento de óxido de zinc eugenol o cemento fosfato, ejercen si más no una ocupación real de su lumen (Peciulienė y cols. 2000).

Quizás un dato que se puede considerar como confundidor es tener en cuenta la cantidad de bacterias que se suelen aislar no del conducto radicular sino a partir de una lesión periapical crónica. Así, Iwu y cols., en su estudio sobre granulomas periapicales, obtuvieron recuentos bacterianos que oscilaron entre  $10^{1.3}$  y  $10^{4.0}$ , cantidad en cierta manera esperable puesto que se trata de una infección crónica (Iwu y cols. 1990).

Con respecto a los estudios que utilizan cantidades altas destaca el de Peters y cols. quienes inoculan  $10^9$  si bien hay que mencionar que su propósito era observar la penetración del *Enterococcus faecalis* a través de los túbulos dentinarios en doble direccionalidad -desde el conducto radicular hacia el periodonto y viceversa-; el objetivo de este trabajo justifica parcialmente la carga bacteriana inoculada (Peters y cols. 2000). Y también dentro de este grupo, cabría mencionar el de Love, en cuyo estudio se pretendía conocer la capacidad de supervivencia y de invasión de la dentina por parte del *Enterococcus faecalis* -respecto al *Streptococcus mutans* y al *Streptococcus gordonii*-, para cual utilizó concentraciones del orden de  $1.2 \times 10^9$  de las cuales inoculó 10 microlitros en cada diente (Love 2001).

La justificación de utilizar una alta cantidad de bacterias viene sostenida -admitiendo evidentemente el posible sesgo existente- por las diversas aportaciones clínicas. Por ejemplo, Kurihara y cols. efectuaron un estudio en pacientes que presentaban lesiones endo-periodontales, y pudieron constatar que las cantidades de bacterias aisladas a partir de los conductos radiculares variaban entre  $3 \times 10^5$  y  $8.4 \times 10^7$  mientras que del exudado procedente de las bolsas

periodontales la cantidad era de  $9.8 \times 10^6$  a  $3.2 \times 10^8$ . Con ello confirmaron que la presencia -y además la variedad- de bacterias era superior a nivel periodontal que no al del conducto radicular (Kurihara y cols. 1995).

Cantidades similares a éstas también son referenciadas por Zavitoski y cols. quienes ya advierten que los datos que pueden obtenerse a partir de la literatura muestran grandes variaciones. Además de la situación clínica intervienen, en esta variabilidad, las precauciones tomadas en la descontaminación del campo para obtener la muestra, de qué forma se ha recogido ésta, y de forma muy determinante los procedimientos propios de las técnicas de laboratorio. Y como muestra de ello exponen el riesgo que supone ofrecer valores promedio cuando el rango es muy amplio y sobre todo cuando hay muestras a partir de las cuales casi no se obtienen bacterias. En otras palabras, aconsejan que siempre se ofrezca la desviación típica y que se indique el número de ejemplares que superan una concentración que se considere crítica. Así, en los datos de su estudio, la media fue de  $10^{7.7 \pm 0.6}$  mientras que el 63% de los aislamientos superaban los  $10^5$ , cifra crítica para estos autores (Zavitoski y cols. 1980).

Una noción sobre la variabilidad del rango se desprende de otros trabajos como el de Peciulienė y cols. donde el número total de microorganismos recuperados oscilaba entre sólo 40 UFC hasta  $7 \times 10^7$  (Peciulienė y cols. 2001) o el de Kuruvilla y Kamath. En éste, los dientes con pulpa necrótica que aprovecharon para su estudio presentaban unos valores que iban desde un mínimo de bacterias de  $10^3$  hasta un máximo de  $10^8$ , precisando además que en algunos especímenes se detectaron valores superiores a  $10^8$  aunque no se especificaba su cuantía (Kuruvilla y Kamath 1998).

Así pues la cantidad de bacterias existentes en el interior del conducto radicular varía considerablemente, y ello es en parte comprensible en dependencia a varios factores que se han ido analizando. Como resumen de lo expuesto se podría tener en cuenta la opinión de un autor reconocido en este campo como es Sundqvist que, gracias al trabajo que realizó con sus colaboradores, menciona que el número de especies bacterianas que se pueden recuperar del interior del conducto radicular puede variar desde 1 a más de 12, mientras que su cantidad oscilaría entre  $10^2$  y  $10^8$  (Sundqvist y cols. 1992b).

Cabe decir que en este tipo de trabajos se suele emplear el término de “recuperación” que siempre ha de ser inferior -y muy dependiente del tipo bacterias existentes- a la realidad clínica. Si se toma el valor de  $10^7$  como la cantidad razonable de bacterias “recuperadas”, inocular una cantidad de  $10^9$  parece del todo razonable cuando, en un experimento in vitro, se pretenda valorar la actividad antimicrobiana.

Hay que finalmente destacar, tal como comentan Meral y cols., que el efecto bactericida del láser es totalmente dependiente del tipo de microorganismos que se utilizan pero también de la cantidad de microorganismos que se inoculan y del medio de cultivo empleado. Así en poblaciones elevadas de microorganismos se necesitará una mayor energía mínima bactericida (Meral y cols. 2003).

#### **6.1.5. Inoculación de las bacterias**

La inoculación de bacterias en el interior del conducto radicular ha sido muy similar a la realizada en la mayoría de los trabajos en los que se estudia el efecto bactericida en el interior del conducto radicular.

En algunos trabajos como el de Gutknecht y cols. se utiliza una jeringa de tuberculina para transportar el inóculo hasta el interior del conducto (Gutknecht y cols. 1996a). Nosotros creemos que el método utilizado en este estudio -mediante una micropipeta estéril de 10 $\mu$ l- es más fiable ya que es un instrumento de gran precisión.

La cantidad de 10  $\mu$ l es la que se ha utilizado en más estudios sobre este tema (Moshonov y cols. 1995a, Moritz y cols. 1999b, Kreisler y cols. 2003). No obstante otros autores como Folwaczny y cols. (Folwaczny y cols. 2002) inoculan 15  $\mu$ ml. de la suspensión bacteriana.

Hay que tener en cuenta que la cantidad de bacterias que se inoculan debe ser correctamente introducida en el interior del conducto sin que haya ningún tipo de pérdida del inóculo bacteriano. Para ello en nuestro caso hemos recurrido a unas boquillas estériles que se utilizan en microbiología. Para que estas boquillas estériles pudieran estar bien asentadas sobre el diente a tratar se hizo una pequeña depresión con una fresa de diamante de bola.

En los estudios en que se utilizan discos de dentina cortados en forma longitudinal, en lugar de todo el conducto radicular, se disminuye el volumen del inóculo bacteriano llegándose a introducir cantidades menores tales como 2  $\mu$ l (Schoop y cols. 2004) o 5  $\mu$ l (Gutknecht y cols. 2004c).

#### **6.1.6. Tiempo de crecimiento bacteriano**

Una de las diferencias metodológicas que existe en los estudios afines al nuestro, es el tiempo que se mantiene la solución contaminante (inóculo) en el interior conducto radicular hasta que se produce la irradiación con láser o la irrigación con el NaOCl.

En nuestro estudio al igual que en otros estudios como el de Gutknecht y cols. y el de Piccolomini y cols. (Gutknecht y cols.1996a, Piccolomini y cols. 2002) hemos mantenido los dientes -una vez inoculados- durante 24 horas en una estufa a 37 °C, para que de esta forma las bacterias, que han sido previamente introducidas en el interior del conducto radicular, tengan un tiempo suficiente para poder propagarse en el interior de los túbulos dentinarios.

También al estar en el interior de una estufa a 37°C se ha creado una temperatura adecuada para fomentar el crecimiento de dichas bacterias. En buena parte creemos que esto se ha logrado, ya que en la mayoría de los casos, el inóculo inicial presentaba una cantidad de bacterias de  $10^9$  y en los dientes de control la recuperación de las bacterias seguía mostrando unos niveles muy parecidos de  $10^9$  y solamente en algunos casos (2) estos niveles habían disminuido a  $10^8$ .

A diferencia de nuestro estudio, en otros en los que solamente se esperaba 1 hora en estufa a 37°C -desde la inoculación de las bacterias hasta la irradiación- la diferencia entre el inóculo y el diente control en algunos casos llegaba a disminuir hasta 2 o 3 niveles logarítmicos (de  $2.5 \times 10^8$  a  $1.55 \times 10^5$ ) (Kreisler y cols. 2003). En otros estudios a pesar de aumentar ligeramente el tiempo de permanencia en la estufa a 37°C durante 4 horas tampoco se podía mantener una cierta igualdad entre el inóculo y el diente control, pudiéndose demostrar una disminución de tres niveles logarítmicos entre el inóculo y el diente control durante el periodo de incubación (Schoop y cols. 2004).

Todas estas circunstancias irían a favor de nuestro estudio ya que en nuestro caso la pérdida o disminución de bacterias sería mínima mientras que en los otros esta pérdida importante -en el número de bacterias recuperadas- podría

indicarnos que estas bacterias no han tenido un buen crecimiento y que seguramente tampoco se han propagado de forma correcta en el interior de los túbulos dentinarios. Por lo tanto sería también comprensible que sus resultados fueran más favorables -que los nuestros- ya que las bacterias por si mismas y sin necesidad de estar sometidas a tratamiento alguno han disminuido de forma muy importante.

#### **6.1.7. Recolección de las bacterias**

En los estudios microbiológicos es muy importante conocer de qué manera se han recogido las muestras. De ello dependerá en gran manera tanto la cantidad de bacterias recolectadas como su tipología. En nuestro estudio, una vez el diente fue tratado, se introdujo en un tubo eppendorf que, a su vez, se rellenó con una cantidad conocida de solución Ringer lactato.

En otros estudios similares, la solución utilizada no fue Ringer lactato sino suero fisiológico (Moritz y cols. 1999b, Moritz y cols. 2000, Gutknecht y cols. 2000, Gouw-Soares y cols. 2000); estas soluciones, por su osmolaridad, pueden causar alteraciones en las paredes bacterianas y, por consiguiente, comprometer su viabilidad, mientras que el Ringer lactato mantiene mejor la osmolaridad y conserva de esta forma las paredes de las bacterias más estables.

Por otra parte en algunos estudios como el de Moritz y cols. -sobre el efecto bactericida de tres tipos de láser- la recogida se realizó irrigando, con suero salino estéril, los dientes irradiados y colocando solamente una punta de papel en el interior del conducto durante 10 segundos. Dicha punta fue luego transferida para ser incubada y realizar las posteriores diluciones (Moritz y cols. 1999b).

En nuestro estudio se ha intentado recuperar la máxima cantidad de bacterias no solamente del interior del conducto principal sino también aquellas que podrían haber estado en el tramo más interno de los conductos dentinarios o que hubieran quedado adheridas a la propia pared del conducto. Al haberse aplicado tres sesiones de ultrasonidos, con toda probabilidad, se ha logrado el despegamiento de todas las bacterias que pudieran estar adheridas a la pared del conducto como en los tramos más aseguibles -respecto a la luz del conducto principal- de los túbulos.

Una vez aplicadas las vibraciones ultrasónicas se posibilitó que las bacterias que se iban desprendiendo quedasen sumergidas -en suspensión- en la solución que luego fue utilizada para ser incubada y posteriormente realizar el recuento bacteriano. Otros autores como Gutknecht y cols. también han utilizado un método parecido vibrando el diente tratado en el interior de un tubo de ensayo de vidrio en el cual se había introducido 1ml de una solución salina (Gutknecht y cols. 2000).

No obstante, no existe unanimidad respecto al tiempo de vibración; así Moritz y cols. y Schoop y cols. realizaron la vibración durante 1 minuto (Moritz y cols. 2000, Schoop y cols. 2004) mientras que Gouw-Soares y cols. la mantuvieron sólo durante 30 segundos (Gouw-Soares y cols. 2000). Otros autores también han efectuado más sesiones como Kreisler y cols. que hacen 2 sesiones con una vibración de 45 segundos en cada una de ellas (Kreisler y cols. 2003).

En nuestro estudio la vibración se efectuó durante 3 minutos -3 sesiones de 1 minuto cada una- lo que sin duda implica obtener una mayor recuperación de microorganismos.

Una vez se ha efectuado la vibración se han realizado diluciones en serie para que posteriormente se cultivaran en placas de Petri y estas se han incubado a

37°C durante 24 horas antes del recuento de bacterias. Esta metodología es muy característica de los estudios microbiológicos y es la que han utilizado diferentes autores que han efectuado estudios similares al nuestro (Moshonov y cols. 1995a, Moritz y cols. 1999b, Gutknecht y cols. 2000, Schoop y cols. 2004).

Sin embargo otros estudios sólo mantienen 40 minutos de incubación una vez se ha procedido a vibrar el diente inoculado (Klinke y cols. 1997).

En contraposición a estos estudios nos encontramos con otros en los cuales el tiempo de incubación es más largo. Así Le Goff y cols. mantienen las placas de Petri incubadas durante 5 o 6 días (Le Goff y cols. 1999). Moritz y cols. -que utilizaron las mismas bacterias que nosotros-, mantuvieron la incubación durante 28 días hasta hacer el recuento bacteriológico (Moritz y cols. 1997a). El contraste es muy evidente con el tiempo que se esperó en nuestro estudio que fue de sólo 24 horas. Creemos que es muy arriesgado esperar un lapso de tiempo tan amplio ya que existen muchos avatares que pueden llevar a una destrucción de las bacterias, y esto ya puede ser un motivo de peso para justificar que los resultados obtenidos puedan ser tan distintos.

#### **6.1.8. Modo de contar las bacterias**

Es importante mencionar de que forma se han expresado los resultados obtenidos en el estudio. Cuando se habla de número de bacterias en realidad se está haciendo referencia a UCF que son unidades formadoras colonias -por mililitro-, y para su mejor comprensión éstas vienen expresadas en números exponenciales. Debe remarcarse que en algunos estudios no se ofrecen resultados cuantitativos -número de bacterias- sino que se limitan a exponer la observación -o suposición- de crecimiento bacteriano evaluado según haya turbidez en la solución incubada (Ramsköld y cols. 1997, Martínez y cols. 1998).

Cabe mencionar que el hecho de expresar el recuento bacteriano en exponenciales puede implicar un sesgo de comprensión importante para quien no esté habituado a su manejo. Así, por ejemplo -en un estudio similar al nuestro-, si idealmente se parte de una cantidad inoculada de  $10^9$  y al final del experimento se recolectan  $10^8$ , puede caerse en el error de suponer que determinado método desinfectante es un fracaso total. Si traducimos estos exponenciales a números enteros lo que sucede es que de una población bacteriana de 1000000000 (mil millones) se ha pasado a otra de 100000000 (cien millones), lo que significa que ha habido una pérdida de bacterias equivalente a 900000000 elementos (novecientos millones); evidentemente, expresado de esta forma nadie duda que se trata de un buen agente desinfectante. Y el mismo riesgo se corre cuando tal actividad se expresa en tantos por ciento.

También puede observarse que para el tratamiento estadístico estos valores cuantitativos se han transformado en logaritmos. Ello está plenamente justificado por la importante variabilidad y asimetría positiva de los datos (Doménech y Granero 2000b). Como se ha comentado anteriormente los resultados pueden ser -y han sido- expresados de formas distintas: mediante porcentajes o mediante logaritmos. Cuando lo son mediante porcentajes, éstos pueden ser muy engañosos ya que en función del número de bacterias inicial puede haber una reducción muy importante que llega fácilmente a cifras del 99%.

Sin embargo esta reducción aparentemente tan importante no significa que se esté cerca de la eliminación casi absoluta de bacterias. Tal como se ilustraba previamente, si el inóculo sobre el que hemos preparado nuestra muestra es elevado -por ejemplo de  $10^9$ - y con el tratamiento se reduce a  $10^5$ , ello quiere decir

que hemos disminuido en un 99,9% el número de bacterias pero no significa -ni mucho menos- que se haya conseguido una esterilización.

Todos estos artificios también se han empleado en estudios similares al nuestro. Así, por ejemplo, Siqueira y cols. transformaron sus resultados en logaritmos y lo justifican, en la discusión, por la alta variabilidad observada -rango amplísimo en relativamente escasos especímenes-. Admiten que si no se realiza esta transformación, ello podría redundar en efectuar una comparación errónea entre los diferentes grupos de tratamiento con respecto al porcentaje de reducción bacteriana. Para poder conferir una homogeneidad a la variable de estudio -población bacteriana-, transformaron los datos numéricos en logaritmos, y de esta manera obtuvieron unos resultados más fiables desde el punto de vista estadístico (Siqueira y cols. 2000e).

Rooney y cols. (Rooney y cols.1994) proponen un método de log kill de bacterias (logaritmo de muerte bacteriana) que también ha sido utilizado en estudios posteriores (Gutknecht y cols. 1996b, Gutknecht y cols. 2000). El logaritmo de muerte bacteriano vendría dado por la siguiente fórmula:

$$\text{Log de muerte} = \log \text{ de } a/b$$

Siendo:

a = la concentración de bacterias del inóculo

b = la concentración de bacterias en el grupo control y de estudio.

log = logaritmo decimal.

El logaritmo de muerte bacteriana efectivo con el láser se calcula mediante la resta entre el logaritmo de muerte del grupo de estudio menos el logaritmo de muerte del grupo control (Rooney y cols. 1994).

En nuestro estudio también hemos transformado los valores en logaritmos de base 10 y hemos analizado los índices de desinfección, la tasa de supervivencia bacteriana y el porcentaje de reducción bacteriana. En nuestro caso el índice de desinfección se ha elaborado mediante la resultante de la sustracción del logaritmo obtenido del grupo de estudio al logaritmo de control.

Índice de desinfección = log control – log estudio.

#### **6.1.9. Presencia de grupo control**

Es muy importante en los estudios microbiológicos contar con un grupo control.

El resultado del grupo control debe ser el escogido para comparar los resultados obtenidos con los tratamientos ya sea con el láser o con las soluciones desinfectantes.

En todos los estudios se dispone de una suspensión de bacterias que tiene una cantidad de bacterias determinadas (por ejemplo  $10^8$ ). La cantidad exacta se puede determinar mediante espectrofotómetro UNICAM UV-2 a 560 nm de longitud de onda. Una cantidad del inóculo determinada será introducida en el interior del conducto y éste realmente será el que deberemos utilizar como grupo control.

En algunos estudios similares al nuestro, existen deficiencias graves en cuanto a método en el sentido de que no existe ningún grupo control. Esto puede verse, por ejemplo, en el trabajo de Moritz y cols. en el que sólo se quería objetivar la capacidad bactericida del láser de diodo (Moritz y cols. 1997a).

No se debe comparar el inóculo inicial con los grupos de estudio ya que ello comporta un elemento de error ya que una vez el inóculo bacteriano se ha introducido en el conducto radicular puede haber o un mayor crecimiento bacteriano o por el contrario puede que exista una disminución del número de

bacterias en el interior del conducto radicular antes de hacer ningún tipo de tratamiento.

En nuestro estudio todas las comparaciones se han hecho respecto al grupo control y no sobre el inóculo inicial al igual que en la mayoría de estudios similares al nuestro (Gutknecht y cols. 1996b, Le Goff y cols. 1999, Kreisler y cols. 2003, Schoop y cols. 2004).

## **6.2. Discusión sobre el hipoclorito sódico como agente desinfectante**

### **6.2.1. Actividad bactericida del hipoclorito sódico según la concentración empleada**

Parece evidente que a mayor concentración mayor actividad desinfectante pero a la vez también más problemas en potencia. Por ello, diversos autores han intentado encontrar cual sería la concentración de hipoclorito sódico ideal, es decir, aquella que tuviese la menor concentración posible pero con la que se pudiera obtener una desinfección eficaz.

Byström y Sundqvist en un estudio clínico en 1983 sugieren que el NaOCl al 0.5% es más eficaz -respecto al efecto bactericida- que el suero salino (Byström y Sundqvist 1983). Otros autores Buck y cols. también utilizan el hipoclorito de sodio al 0.525% obteniendo con él mejores resultados antimicrobianos que con otras soluciones como la clorhexidina al 0.12% o el EDTA al 0.2%. Concluyen estos autores que el NaOCl al 0.5% elimina una gran cantidad de bacterias, aunque no consigue una esterilización total del conducto (Buck y cols. 2001).

Gomes y cols. realizaron un estudio probando in vitro la actividad antimicrobiana de diferentes concentraciones de NaOCl -al 0.5%, 1%, 2.5%, 5.25%- . Para obtener el 100% de inhibición del crecimiento bacteriano, la

concentración más efectiva fue la del 5.25% que necesitó menos de 30 segundos, mientras la del 1% requirió 20 minutos y la del 0.5% 30 minutos. Los autores hacen la observación de que todas las concentraciones son capaces de eliminar el 100% del contenido bacteriano aunque el tiempo en el que lo conseguían era realmente muy distinto (Gomes y cols. 2001).

Diferentes autores han demostrado la superioridad del hipoclorito sódico a concentraciones de 5.25%, 5%, 4% y 2.5% sobre el mismo hipoclorito a una menor concentración como la del 0.5% (Siqueira y cols. 1998, Heiling y Chandler 1998, Ayhan y cols. 1999)

Siqueira y cols., en un artículo publicado el año 2000, expresan que no llegaron a comprobar una diferencia estadísticamente significativa usando tres tipos de concentraciones de NaOCl -al 1%, 2.5% y % 5.25%- . Sugirieron en base a los resultados de su estudio que la frecuencia con que se efectúan las irrigaciones -durante una misma sesión- y la cantidad de volumen irrigado puede llegar a compensar los efectos propios de un aumento de la concentración -y evidentemente con un menor riesgo- (Siqueira y cols. 2000e).

Lo que sí parece claro -y los resultados de nuestro estudio lo corroboran- es que a pesar de que el NaOCl es un antimicrobiano potente y rápido, se ha demostrado que las bacterias -y algunas más que otras- pueden sobrevivir a sus efectos independientemente de la concentración usada (Siqueira y cols. 2002d).

Los resultados de nuestro estudio confirman al igual que el resto de estudios anteriormente citados que, a igualdad de tiempo de acción, el efecto bactericida del NaOCl al 5% es estadísticamente superior al NaOCl al 0.5%.

### **6.2.2. Actividad bactericida del hipoclorito sódico utilizado en asociación**

Para evitar el riesgo potencial que supone el hipoclorito sódico -evidentemente cuando se extravasa fuera del contenido del conducto radicular- se ha intentado introducir otro tipo de productos que pudieran suplirlo como sería el caso de la clorhexidina. No obstante, en la mayor parte de los casos lo que se pretende es todavía mejorar más los efectos del NaOCl y para ello se ha utilizado en combinación con otros productos como por ejemplo con el peróxido de hidrógeno (Svec y Harrison 1977) o el ácido cítrico (Baumgartner y Cuenin 1992), entre otros. Uno de los relativamente nuevos es la clorhexidina. Kuruvilla y Kamath realizaron un estudio in vivo sobre la actividad antimicrobiana del NaOCl al 2.5% y una solución al 0.2% de gluconato de clorhexidina, probándolos tanto de forma separada como conjuntamente para averiguar si existía algún tipo de sinergia. En la discusión de este trabajo -tras haber observado que con el uso conjunto de ambas soluciones irrigantes se producía un aumento del porcentaje de muerte bacteriana- justifican esta sinergia porque la combinación de ambos da lugar a la “clorhexidina-clorina”; este compuesto actuaría incrementando la capacidad de ionización de la molécula de clorhexidina. En concreto cuando se utilizaron ambas soluciones de forma conjunta se consiguió una reducción bacteriana del 84.6% mientras que cuando solamente se irrigó con la solución de gluconato de clorhexidina al 0.2% la reducción fue del 70% y con el NaOCl al 2.5% fue de sólo un 59.4% (Kuruvilla y Kamath 1998). No obstante, los resultados obtenidos por estos autores -además de ser bastante bajos- difieren de los presentados por Ringel y cols. quienes observaron en su estudio que el NaOCl al 2.5% era más efectivo que el gluconato de clorhexidina al 0.2% (Ringel y cols. 1982).

Sin embargo también hay opiniones muy críticas sobre la utilización del hipoclorito en asociación con otros antimicrobianos, y así McDonnel y Russell aducen que los resultados de combinar el NaOCl con ácido cítrico y con clorhexidina -desde el punto de vista del efecto antimicrobiano- no son mejores que los que se obtienen con el hipoclorito sódico solo (McDonnel y Russell 1999).

Puesta en duda la eficacia absoluta del hipoclorito sódico como desinfectante de conductos, lo que a veces se ha pretendido es potenciar su acción con el uso de otros productos, y el más habitual es sin duda alguna el EDTA. Estudios ya de tiempo atrás, como el de Byström y Sundqvist, pusieron de manifiesto que el efecto bactericida del NaOCl y el EDTA -utilizados conjuntamente- era superior a la acción del NaOCl solo (Byström y Sundqvist 1985, Baumgartner y Mader 1987). Posteriormente Berutti y cols. estudiaron la capacidad de penetración en el interior de los conductos dentinales de la asociación NaOCl al 5% y EDTA. Estos autores obtuvieron mejores resultados -en cuanto a la penetración- si utilizaban primero el EDTA y posteriormente el NaOCl, puesto que la acción del EDTA conseguía que los conductos estuviesen libres de barrillo dentinario, y de esta forma se mejoraba la penetración. Ello viene a demostrar que la utilización de un agente quelante como el EDTA mejora el efecto bactericida del NaOCl puesto que le permite actuar, en profundidad, dentro de los túbulos dentinales (Berutti y cols. 1997).

Con respecto a la posible sinergia entre el láser y el hipoclorito sódico no existen estudios que demuestren que la utilización de ambos incrementa el efecto bactericida. Pecora y cols. si que valoraron la sinergia de la utilización del láser con el NaOCl pero no en referencia al efecto bactericida sino al efecto que se produce sobre la permeabilidad de la dentina llegando a la conclusión que cuando se

utilizan conjuntamente el láser con agua desionizada, la permeabilidad de la dentina se incrementaba mientras que con el NaOCl ésta disminuía (Pecora y cols. 2000).

Nuestro estudio no ha valorado la posible sinergia respecto al efecto bactericida que se puede producir ante la acción del hipoclorito sódico y el láser de Er,Cr:YSGG. Éste sería un nuevo punto de estudio en posteriores investigaciones al respecto de este láser.

### **6.2.3. Inconvenientes del hipoclorito sódico**

Los inconvenientes relacionados con el uso del hipoclorito sódico durante el tratamiento endodóncico pueden centrarse en cuatro puntos. El primero, y sin duda el más importante, es el relacionado con los accidentes de carácter agudo motivados por el escape de esta solución a la región periapical; en segundo lugar, hay que mencionar que también pueden existir repercusiones clínicas -pero mucho más infrecuentes- cuando el odontólogo y el paciente desconocen que éste es alérgico al hipoclorito. Un tercer capítulo trataría de los problemas relacionados con la curación, en virtud de que es un producto con una marcada citotoxicidad, y finalmente el último versaría sobre algunos inconvenientes de carácter menor. No obstante, en ocasiones el hipoclorito ha sido la causa de accidentes -a veces graves- fuera de la práctica endodóncica; así, se ha descrito la inyección -evidentemente por error- de hipoclorito sódico que había estado previamente introducido en un cartucho de anestesia local (Berini y Gay Escoda 2000).

Cuando, en todo tratamiento endodóncico, se efectúa la irrigación del conducto radicular con finalidad desinfectante, hay que procurar que la solución empleada no traspase el foramen apical y se extruya en los tejidos periapicales;

esto es particularmente importante si la solución utilizada tiene un gran poder irritante para los tejidos como sería el caso del hipoclorito sódico.

No obstante, esta condición puede no cumplirse -de forma involuntaria- si falla la estanqueidad que se supone que ejerce el foramen apical; así, es posible que haya una salida de la solución irrigante cuando el ápice aún esté abierto o bien simplemente tenga un gran diámetro. De todas formas, en ocasiones, puede ser el propio odontólogo quien facilite este paso al ejercer una presión desmesurada en el momento de irrigar, y esto siempre debe tenerse en cuenta y respetarse; también es importante no introducir demasiado en profundidad la aguja con la cual se va a practicar la irrigación (Becker y Woollard 2001).

Atendiendo a estas consideraciones no es raro que se hayan descrito múltiples accidentes, provocados por la irrigación con hipoclorito sódico, durante la práctica de la endodoncia convencional (Sabala y Powell 1989, Becking 1991, Gatot y cols. 1991, Ehrich y cols. 1993, Tosti y cols. 1996, Kavanagh y Taylor 1998, Hülsmann y Hahn 2000, Mehra y cols. 2000, Hales y cols. 2001).

Sin embargo este tipo de accidentes no debe imputarse solamente al hipoclorito sódico sino que sería común para todos aquellos irrigantes cuya naturaleza química los haga irritantes para los tejidos. Así también se han descrito complicaciones similares originadas por ejemplo por el peróxido de hidrógeno (Bhat 1974), aunque lo que sí es cierto que al ser el hipoclorito sódico el irrigante que se utiliza con mucha mayor frecuencia, los accidentes reportados suelen referirse a él. Tampoco hay que desestimar en la génesis de estas complicaciones severas relacionadas con un tratamiento endodóncico, la posibilidad de que sea otro tipo de producto el que haya accedido a la región periapical y allí ocasione

manifestaciones irritativas; éste podría ser el caso de una medicación intraconducto como el hidróxido cálcico (Lindgren y cols. 2002).

La clínica que se aprecia tras el paso del irrigante a la región periapical varia según el tipo de irrigante, su concentración, la cantidad derramada fuera del conducto radicular, y la zona anatómica donde se ha producido este vertido. Según Hales y cols. es bastante frecuente que durante un tratamiento endodóncico se produzca un sangrado pertinaz -que fluye en el interior del conducto radicular- y que se acompaña de una leve tumefacción de partes blandas. Estos fenómenos -que generalmente no nota el paciente pero que sí que observa el odontólogo- se explicarían por la entrada del hipoclorito sódico a nivel de la región periapical, lugar donde provocaría una lesión vascular (Hales y cols. 2001).

Si sucede esta sintomatología menor habrá que prever -y explicar al paciente- que el periodo postratamiento endodóncico puede comportar una serie de molestias como la existencia de dolor leve-moderado, de una tumefacción que puede ir derivando hacia una fibrosis, y posiblemente de un retraso en la obtención de la curación del proceso inicial. Sin embargo, toda esta situación puede mejorarse si se irriga profusamente el interior del conducto con solución salina -aunque ello pueda ser criticable a juicio de algunos (Harrison y cols. 1978)- a fin de intentar diluir el contenido de hipoclorito existente en los tejidos periapicales (Tosti y cols. 1996). Asimismo la aplicación juiciosa de compresas frías durante las 24 primeras horas -para disminuir los fenómenos exudativos y hemorrágicos- y pasado este tiempo de compresas húmedas calientes -para facilitar la resolución de la equimosis y los fenómenos reparativos- mejorará sin duda el cuadro clínico (Hales y cols. 2001).

No obstante con pequeños volúmenes extruídos a veces la clínica ya suele ser tumultuosa, apareciendo con rapidez un dolor violentísimo, edema y fenómenos hemorrágicos del tipo equimosis; la formación de hematomas, necrosis y abscesos suele ser la regla, aunque éstos aparecerán más tardíamente. Se ha descrito casos en los que concurre un factor yatrogénico indudable; tal sería el descrito por Kavanagh y Taylor quienes explican que -durante el tratamiento endodóncico convencional de un segundo premolar superior derecho- el odontólogo llegó a inyectar una cantidad entre 5 y 10ml de hipoclorito en el interior del seno maxilar (Kavanagh y Taylor 1998).

Lo más habitual es la presentación de un cuadro clínico agudo cuya gravedad obliga a la hospitalización y al tratamiento médico-quirúrgico -con carácter de urgencia- del paciente. En principio se recomienda un tratamiento analgésico potente -los opiáceos mayores suelen ser necesarios-, corticoterapia y la administración de antibióticos para prevenir una infección secundaria -aunque esto último podría ser discutible-; en casos en los que el abordaje quirúrgico sea posible puede realizarse un lavado meticuloso y abundante de la zona (Kavanagh y Taylor 1998).

En ocasiones se ha descrito la parestesia del nervio dentario inferior como probable secuela de este tipo de accidente aunque hay que precisar que -dentro de las causas relacionadas con la patología o el tratamiento endodóncico (Morse 1997, Giuliani y cols. 2001)- la acción tóxica del hipoclorito sódico puede ser una de ellas pero ni mucho menos la más frecuente. No obstante, las secuelas que suelen quedar son del tipo de la fibrosis de partes blandas perimaxilares, cierto grado de limitación de la apertura bucal, dolor residual, etc. (Hales y cols. 2001).

En el capítulo de recomendaciones concernientes a la profilaxis de este tipo de accidentes, para algunos autores (Becker y Woollard 2001), figura la selección de concentraciones "más blandas" de hipoclorito sódico.

Aunque se trata de una situación rara y difícil de probar, se ha demostrado -mediante pruebas alérgicas cutáneas- que hay individuos alérgicos al hipoclorito sódico; estos suelen tener además antecedentes de hipersensibilidad a productos de limpieza doméstica (blanqueadores) lo que puede facilitar su identificación (Kaufman y Keila 1989).

Pero no siempre la acción lesiva del hipoclorito sódico va a tener consecuencias clínicas tan aparentes y probablemente no tan graves. Durante y después de la irrigación, la solución utilizada puede entrar en contacto con los tejidos periodontales aunque sea en una mínima cantidad (Salzberger y Brilliant 1977). En este aspecto sería de capital importancia disponer de una sustancia lo menos tóxica posible puesto que uno de los objetivos finales del tratamiento endodóncico debe ser también la curación y la regeneración de los tejidos periodontales que forman parte de la región periapical.

Éste fue el sentido del estudio de Chang y cols. quienes evaluaron la citotoxicidad de diferentes irrigantes en cultivos de células humanas del ligamento periodontal puesto que serán estas células las que asegurarán la regeneración del periodonto. Observaron que tanto el hipoclorito sódico como la clorhexidina mostraban un efecto citotóxico -por distintos mecanismos- que además dependía directamente de su concentración y del tiempo de contacto. En concreto, en lo referente al hipoclorito sódico, se comprobó que su citotoxicidad empezaba ya a una concentración del 0.025%; no obstante, la clorhexidina empezaba a serlo a

una de 0.0001%, y a igual concentración la clorhexidina se mostraba más tóxica que el hipoclorito sódico. Respecto a las funciones celulares evaluadas ambas soluciones inhibían la función mitocondrial mientras que respecto a la síntesis de proteínas ésta sólo se veía alterada con la clorhexidina. Los resultados de este estudio sugieren que estos irrigantes provocan lesiones sobre los tejidos vitales del periodonto; no obstante se desconoce cuál es su significación clínica, aunque a tenor de lo apreciado sería recomendable utilizar concentraciones débiles y mantenerlas en contacto con el medio problema el menor tiempo posible (Chang y cols. 2001).

Otros autores también habían abordado el problema de la citotoxicidad del hipoclorito sódico aunque sus conclusiones no son en modo alguno tan drásticas como las de este estudio. Así Hegger y cols. mencionaron que la concentración del 0.025% estaba carente de citotoxicidad (Hegger y cols. 1991) mientras que para Spanberg y cols. el límite se situaba a 0.5% que era la concentración que recomendaban (Spanberg y cols. 1973). Sin embargo hay que precisar que estas diferencias pueden ser de índole metodológico y que, evidentemente, el efecto citotóxico del hipoclorito sódico puede diferir de unas células -o tejidos- a otros. Por otro lado, también hay la opinión de que el hipoclorito sódico, utilizado en un tratamiento endodóncico, presentaría una toxicidad clínica similar a la de cualquier otro irrigante -incluida la solución salina- (Harrison y cols. 1978).

El manejo de la solución de hipoclorito exige un mínimo cuidado por parte de sus manipuladores -odontólogo y auxiliar- puesto que por su carácter alcalino es capaz de ocasionar situaciones desagradables fuera del marco bucal. Si, de modo involuntario, se producen pequeñas salpicaduras éstas llegan a manchar la ropa -del personal o del paciente- pero también pueden ir a parar a los ojos del

paciente -sobre todo cuando la bandeja del equipo dental está situada por detrás de la cabeza del paciente- que no suelen estar protegidos. Así se han descrito quemaduras importantes que han comportado la pérdida de células epiteliales de la capa más externa de la córnea (Ingram 1990).

Por último, también se han citado otros inconvenientes -relacionados con el uso del hipoclorito sódico en endodoncia- que cabría calificarlos de menores ya que no comportan ningún riesgo vital para el paciente. Así, se le ha imputado ejercer interferencias en el funcionamiento de determinados aparatos localizadores de ápices -en especial si la concentración del hipoclorito era alta- aunque se ha comprobado que esta acción depende esencialmente del tipo de aparatología empleada (Tinaz y cols. 2002).

En otro orden de cosas, el hipoclorito sódico al 5% -mantenido en contacto durante 2 minutos- es capaz de alterar la matriz desmineralizada de la dentina, en concreto sobre la disposición estructural y las propias moléculas de colágeno y glucosaminoglicanos. Esto puede tener repercusiones sobre el efecto adhesivo de distintos materiales como las resinas polimerizables que se usarán -posteriormente al tratamiento endodóncico- en la fase reconstructiva (Oyarzún y cols. 2002).

### **6.3. Discusión sobre los diferentes tipos de láser como desinfectante en el tratamiento endodóncico.**

#### **6.3.1 Láser de Nd:YAG**

El láser de Nd:YAG ha sido ampliamente estudiado en el campo de la endodoncia. Una de sus mejores características es que al poder ser transmitido por fibra óptica se pueden fabricar unos tips muy pequeños y éstos se pueden

introducir sin ningún tipo de problema en el interior del conducto radicular.

Varios estudios han demostrado su capacidad bactericida tanto in vitro como in vivo. También, y debido a que lleva en el mercado muchos años, se han publicado numerosos estudios clínicos con este tipo de láser.

Diferentes estudios han evaluado el efecto bactericida del láser de Nd:YAG; para ello se han utilizado distintas especies bacterianas. Los resultados son dispares según el tipo de bacteria seleccionada. Esto es debido a que cada bacteria tiene una diferente resistencia, condición estrechamente relacionada con la composición de su membrana celular (Moritz y cols. 2000).

Rooney y cols., realizaron un estudio in vitro, no sobre dientes sino, sobre tubos capilares. Utilizaron *Enterococcus faecalis* a concentraciones de  $10^5$ . Para evaluar la capacidad bactericida del láser efectuaron el análisis de los datos mediante logaritmos. Hasta niveles de 30J de energía total no se obtenía ningún tipo de destrucción bacteriana y cuando se incrementaban las dosis de energía lograban mayor efecto bactericida; éste era máximo cuando los niveles energéticos fueron de 60J. También incorporaron tinta negra en diferentes muestras estudiadas y de esta forma lograban reducir la energía total liberada para llegar a conseguir la misma destrucción bacteriana. Como conclusión mencionaron que una dosis de 54J (1.8W durante 30 segundos) producía una reducción importante de bacterias (del orden de  $10^4$ ) mientras que cuando se utilizaba la tinta negra -como inicializador- sólo se necesitan 25J para obtener los mismos resultados (Rooney y cols. 1994). Al igual que en este estudio nosotros también hemos utilizado los logaritmos para poder valorar mejor los resultados. Por otra parte con los láseres de Er:YAG y Er,Cr:YSGG no es necesaria la utilización de tinta negra

ya que, la energía de estos láseres es bien absorbida por el agua y la hidroxiapatita, pero no por los pigmentos como sucede en el de Nd:YAG.

En cuanto a su poder de desinfección, en otro estudio in vitro con *Enterococcus faecalis* se llegó a la conclusión que con la aplicación del Nd:YAG se reducía significativamente el número de bacterias respecto al grupo control. En valores absolutos obtuvieron casi una reducción de más del 99% de microorganismos, sin llegar a alcanzar una desinfección completa del conducto cosa que sí se produjo cuando utilizaron durante 1 minuto el NaOCl a una concentración del 1%. En sus conclusiones dejaron entrever que la combinación de un desinfectante químico conjuntamente con uno físico conseguía una mejor desinfección del conducto radicular. Éste es uno de los pocos estudios que ha comparado la eficacia de láser con el NaOCl, y también -al igual que en nuestro estudio- la aplicación del NaOCl obtuvo mejores resultados que el láser (Moshonov y cols. 1995a).

También se ha evaluado el efecto bactericida del Nd:YAG sobre el *Bacillus stearothermophilus*. Se compararon tres sistemas de desinfección: uno manual, otro ultrasónico y el Láser de Nd:YAG y los tres se combinaron con agua destilada estéril y con NaOCl al 5%. Se observó que en todos los casos en que se utilizó el NaOCl 5% no se producía ningún tipo de crecimiento bacteriano y que cuando se usó el agua estéril los conductos tratados con el láser de Nd:YAG eran los que albergaban menos presencia bacteriana (Fegan y Steiman 1995).

En otro estudio Aun y cols., utilizaron el láser de Nd:YAG a 15 Hz, a 1W -a 20 y 30 segundos de exposición- y lograron una reducción estadísticamente significativa de *Streptococcus sanguis* (Aun y cols. 1999).

Gutknecht y cols. realizaron un estudio muy similar al nuestro. Inocularon dientes humanos con *Enterococcus faecalis* a unas concentraciones iniciales parecidas a las de nuestro estudio. Los resultados fueron expresados en porcentajes y en logaritmos de muerte bacteriana. El promedio de eliminación de bacterias fue del 99.91% (con un máximo del 99.997% y un mínimo del 97.12%). Sin embargo en este estudio no se hizo ningún control comparativo con NaOCl (Gutknecht y cols. 1996a). En nuestro estudio -y concretamente con el tratamiento de 1W 120 seg.- el promedio de eliminación bacteriana ha sido del 99.11% con unos valores máximo y mínimo de 99.99% y de 95.71%. Como era de esperar los resultados para el Nd:YAG son algo mejores que los que nosotros hemos obtenido con el Er,Cr:YSGG; esto sería debido a que el láser de Nd:YAG produce un mayor efecto térmico que el Er,Cr:YSGG.

Para evaluar la eficacia de la irradiación del láser de Nd:YAG en el interior de los túbulos dentinarios, Klinke y cols., utilizaron discos de dentina de diferentes espesores previamente inoculados con *Streptococcus mutans*. De esta forma se pudo comparar efecto bactericida del láser a diferentes niveles de profundidad de los túbulos dentinarios. Con el Nd:YAG (a 1.5W 15pps durante 10-20 segundos aplicado en cuatro ciclos y con una angulación de 5°) observaron diferentes resultados en función de los espesores de dentina utilizados. Así con espesores de 100 micras el efecto bactericida fue de 93.9% mientras que cuando se aumentaba el espesor a 500 y 1000 micras, el efecto se reducía a un 85.6% y a 84.8% respectivamente (Klinke y cols. 1997). En nuestro estudio no hemos evaluado el efecto bactericida a nivel de los túbulos dentinarios del láser de Er,Cr:YSGG pero es de prever que con el láser de Nd:YAG se obtengan mejores resultados. Ello es debido a que con el láser de Er,Cr:YSGG la absorción se produce de forma

mayoritaria en superficie, mientras que la energía del láser de Nd:YAG se absorbe más en profundidad.

Berkiten y cols. (2000a) utilizaron *Streptococcus sanguis* y *Prevotella intermedia* para evaluar el efecto bactericida del láser de Nd:YAG. El estudio estaba basado en el examen mediante microscopía óptica. Mientras que con *Prevotella intermedia* lograron la esterilización en todos los casos tratados, con *Streptococcus sanguis* sólo obtuvieron una esterilización completa en el 86.3% de las muestras tratadas a potencias de 1.8W y en el 98.5% con 2.4W. Con 1.8W alcanzaron una máxima esterilización a una profundidad promedio de 607.6 micras mientras que cuando utilizaron 2.4W la profundidad de máxima esterilización llegó hasta las 666.6micras. Observaron áreas de cristalización con cierre de los túbulos dentinales cuando se empleaba el láser a 1.8W, mientras que con 2.4W vieron que la dentina se desmoronaba y la presencia de fisuras en la pared del conducto (Berkiten y cols. 2000a).

En función del tipo de bacterias se pueden ver diferentes cambios morfológicos en las paredes de sus membranas celulares. Moritz y cols. evaluaron el efecto que tiene la irradiación del láser de Nd:YAG sobre *Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis*.

Cuando irradiaron *Escherichia coli* a bajos niveles de energía (1W 15pps) observaron lesiones severas en la pared de la membrana celular especialmente en su superficie. Utilizando los mismos parámetros con *Enterococcus faecalis* no apreciaron alteraciones estructurales ni en el interior de la membrana ni en su superficie. Para observar daños evidentes debían aumentar la potencia hasta 1.5W así como el tiempo de exposición. Las bacterias Gram-negativas son más sensibles a la acción del láser mientras que las Gram-positivas (que tienen en su

membrana una mayor cantidad de mureína) son más resistentes a la acción del láser (Moritz y cols. 2000).

También en el mismo estudio se determinó el efecto bactericida para *Escherichia coli* y para *Enterococcus faecalis* cuyos resultados se muestran en las Tablas 59 y 60.

Potencia	Logaritmo de reducción bacteriana	Porcentaje de reducción bacteriana
1W 15pps	1.6	97.5%
1.5W 15pps	2.07	99.2%
1.5W 15pps (2 ciclos)	2.31	99.5%

Tabla 59. Efecto bactericida del láser Nd:YAG con *Escherichia coli* (Moritz y cols. 2000).

Potencia	Logaritmo de reducción bacteriana.	Porcentaje de reducción bacteriana
1W 15pps	0.02	4.35%
1.5W 15pps	0.10	21.5%
1.5W 15pps (2 ciclos)	1.78	98.4%

Tabla 60. Efecto bactericida del láser Nd:YAG con *Enterococcus faecalis* (Moritz y cols. 2000).

Se ha observado que la supervivencia tras la irradiación del láser de Nd:YAG es diferente según el tipo de bacteria sobre la que actúe. En este aspecto según Folwaczny y cols., *Escherichia coli* sería más sensible al Nd:YAG que el *Staphylococcus aureus*. Esto se explicaría por la distinta capacidad de penetración en el interior de los túbulos dentinarios que tienen las bacterias. El hecho de dejar incubar durante un cierto tiempo (2 horas en su estudio, 24h en nuestro estudio) posibilita que las bacterias puedan penetrar en el interior de los túbulos dentinarios

y hacerse, de este modo, menos vulnerables. En este mismo estudio utilizando hipoclorito sódico al 1% lograron una reducción bacteriana superior a los resultados obtenidos con el láser de Nd:YAG (Folwaczny y cols. 2002).

Piccolomini y cols., evaluaron in vitro la eficacia de un láser de diodo bombeado con Nd:YAG utilizando *Actinomyces naeslundii* y *Pseudomonas aeruginosa*. Llegaron a la conclusión que, con este tipo de láser, a mayor frecuencia se obtienen mejores resultados. Comparando los resultados obtenidos con el láser y el NaOCl al 5.25% se puede apreciar que si bien el hipoclorito al 5.25% llega a eliminar totalmente las bacterias, el láser solamente consigue una disminución máxima del 85.5%. Al igual que en nuestro estudio observaron que el NaOCl a una concentración del 5.25% era más efectivo que la aplicación del láser (Piccolomini y cols. 2002).

También es importante conocer cual es efecto que la irradiación del láser produce sobre la superficie del conducto radicular y en la zona del periápice. En el caso de láser de Nd:YAG existen diversos estudios sobre este tema. Bahcall y cols. evaluaron, en experimentación con perros, los efectos biológicos que se producían en los tejidos perirradiculares después de la irradiación de los conductos radiculares con el láser de Nd:YAG a 3W. En los casos tratados con el láser se pudo comprobar que existía anquilosis, lisis de cemento y un mayor remodelado óseo (Bahcall y cols. 1992).

Levy comparó la efectividad de la limpieza y la presencia del smear layer que queda después del tratamiento convencional con técnica manual y con el láser de Nd:YAG; observó que en los tratamientos con láser existen menos detritus y ausencia del smear layer estando los túbulos dentinarios cerrados debido a la fusión y recristalización de las paredes dentinarias (Levy 1992). También se ha

afirmado que el láser Nd:YAG, cuando se utilizaba con unos parámetros de 2W y 20pps, era capaz de eliminar los detritus y el smear layer causando la fusión dentinaria de las paredes del conducto previamente instrumentado (Harashima y cols. 1997).

En un estudio en perros bigels adultos, Koba y cols., llegaron a la conclusión que la cantidad de residuos y smear layer que quedaban en el interior del conducto dependían de la energía irradiada. Además observaron que con una potencia de 1W/2seg. la inflamación periapical era similar al grupo control, pero con potencias superiores 2W/2seg se apreciaba una severa inflamación apical con reabsorción radicular y la destrucción del ápice. También apreciaron que con una irradiación de 1W/4seg se producía menos daño tisular que con 2W/2seg; esto es indicativo de que utilizando una misma energía a menor potencia se producen menos efectos térmicos (Koba y cols. 1998a).

Los mismos autores efectuaron un estudio histopatológico, también en perros, de los efectos producidos por la irradiación del láser de Nd:YAG en el interior de los conductos radiculares, previamente infectados, en los que se había realizado una endodoncia en una sola sesión. Los parámetros de emisión del láser fueron 1W y 2W a 30pps durante 1 o 2 segundos.

Los resultados demostraron que este láser es efectivo en la remoción de detritus en todos los casos, y que no existe evaporación de las paredes dentinarias, a excepción de los casos tratados con 2W. En cuanto a la inflamación de los tejidos de la región apical, los resultados fueron similares tanto en los grupos tratados con láser como en el grupo control durante las 2 y 4 primeras semanas; no obstante, apreciaron una diferencia significativa a las 8 semanas con el tratamiento de 1W a 2 segundos comparado con el grupo control y con el resto

de grupos de láser. Los autores aducieron que este menor grado de inflamación podría atribuirse a la mayor remoción de los detritus del interior del conducto y también a que el láser puede, de alguna forma, estimular la reparación de la zona apical (Koba y cols. 1998b).

También Koba y cols. estudiaron, asimismo en perros, los cambios histológicos que se producían durante el tratamiento de conductos cuando utilizaban el láser de Nd:YAG. Los parámetros utilizados fueron 1W 30pps durante 1 y 2 segundos y 2W 30pps durante 2 segundos. Los resultados demostraron que las regiones periapicales de los dientes tratados con láser presentaban signos de inflamación significativamente menores a las 4 y 8 semanas en comparación con los del grupo control (Koba y cols. 1999c). Estos resultados difieren de forma muy importante con los que habían mostrado Bahcall y cols. en el año 1992. No obstante debe mencionarse que en el estudio de estos últimos, la potencia empleada era de 3W, que es una potencia muy alta y que está muy por encima de todos los parámetros ideales que se siguen para los tratamientos con Nd:YAG en endodoncia.

Goya y cols. (2000) demostraron que irradiando con Nd:YAG con un iniciador como la tinta negra se incrementaba la remoción del smear layer y se reducía la filtración apical de la obturación ortógrada.

También existen diferentes estudios clínicos en pacientes con la utilización de este tipo de láser.

Gutknecht y cols., trataron con el láser de Nd:YAG 517 dientes con patología periapical que presentaban una lesión radiotransparente de 1 a 5mm de diámetro. Todos los conductos fueron preparados mecánicamente hasta un número 30 ISO siendo irrigados con suero salino. Se utilizó una fibra de vidrio de

200  $\mu\text{m}$  a 1.5W 15pps. La fibra se introducía sin activar en el interior del conducto hasta llegar al ápex; en este momento se activaba el láser y la fibra se movía de forma circular desde el ápex hacia coronal. Este procedimiento se repetía durante 4 veces con un máximo de tiempo de irradiación de 45 segundos. Según sus criterios de éxito (y efectuando controles clínicos en un periodo de entre 3 a 12 meses) obtuvieron un 82% de éxitos (Gutknecht y cols. 1996b).

En un estudio clínico con pacientes con periodontitis apical crónica sin sintomatología presente se evaluó el efecto del láser de Nd:YAG a 1W 15pps durante 1 segundo. Los resultados mostraron que el dolor a la percusión, a la semana y a los tres meses del tratamiento, era significativamente menor en el grupo tratado con láser que en el que no. Según los autores, esto sería debido a que con la utilización del láser se disminuye la cantidad de bacterias en el interior del conducto radicular y en la zona del ápice lo cual evitaría el dolor espontáneo (dolor que se justificaría por la persistencia de bacterias en la zona del ápice) que se puede producir después del tratamiento endodóncico. También controlaron todos los casos con seguimiento radiográfico pero no encontraron diferencias significativas a los tres y seis meses de control (Koba y cols. 1999a).

Los mismos autores, Koba y cols., evaluaron el efecto del láser de Nd:YAG en un estudio clínico en pacientes con pulpitis irreversibles a los que se les hizo el tratamiento de endodoncia convencional en una sola sesión. En este estudio el grupo de pacientes control fue tratado con una endodoncia convencional (extirpación de la pulpa, conformación del conducto mediante la técnica de step-back y limpieza con NaOCl al 5% y  $\text{H}_2\text{O}_2$  al 3% y obturación final con condensación lateral); el grupo de estudio se trató de igual forma sólo que al final de la instrumentación se aplicó el láser de Nd:YAG a 1W 15pps durante 1 segundo. Se

evaluó el dolor postoperatorio y el dolor a la percusión el primer día y a las 1, 2, y 3 semanas; las diferencias en el resultado final no fueron significativas, aunque sí algo más favorables para el grupo tratado con láser que para el grupo control (Koba y cols. 1999b).

### **6.3.2. Láser de Nd:YAP**

El láser de Nd:YAP es un láser que tiene una longitud de onda de 1.34 micras y que se diferencia del de Nd:YAG por el cristal sintético con el que está construido -es una perusquita y no un granate como el del Nd:YAG-. La comercialización del láser de Nd:YAP se inició durante los años 1995 al 1997; hay que reseñar que no ha tenido demasiada aceptación en el campo de la Odontología si bien se ideó para poder ser utilizado básicamente en este ámbito. Existe muy poca información bibliográfica sobre este tipo de láser; Blum y cols., entre 1996 y 1997, publicaron tres artículos sobre la aplicación del láser de Nd:YAP en endodoncia, y a excepción de éstos, no se ha podido encontrar ninguna otra referencia.

En el primero de ellos, Blum y Abadie evaluaron la capacidad que tiene el láser de Nd:YAP para eliminar los materiales con los que se obtura el conducto radicular en los tratamientos de endodoncia. En sus conclusiones refieren que la utilización de este láser durante los tratamientos de reendodancias es eficaz para conseguir la remoción de ciertos materiales de obturación como la gutapercha, pero no la de otros tipos de materiales como las resinas que, en particular, se mostrarían mucho más resistentes a la acción del láser de Nd:YAP (Blum y Abadie 1996).

Posteriormente los mismos autores estudiaron el efecto bactericida del láser de Nd:YAP aplicado en el interior del conducto radicular. Llegaron a la conclusión de que utilizado a baja frecuencia -10 y 20 Hz- el efecto bactericida era mínimo mientras que cuando se empleaba a 30 Hz los resultados eran óptimos y además hasta parecidos a los que obtenían con el NaOCl al 5% (Blum y cols. 1997a). No obstante hay que hacer numerosas críticas en cuanto a la metodología seguida en este estudio. En primer lugar hay que decir que en ningún momento se especifica la cantidad inicial de *Streptococcus mitis* que se inoculó; tampoco se hace referencia alguna a los valores obtenidos en los controles, en el grupo de comparación -NaOCl 5%-, ni asimismo en los tratados con láser. Solamente se ofrece una tabla en la que se exponen los porcentajes de desinfección -ya calculados- obtenidos. Además tampoco se da ninguna indicación en relación al aumento de temperatura que se produce con este láser cuando se utiliza con los parámetros escogidos en este estudio.

Finalmente, el tercero de los estudios de Blum y cols. pretende identificar los efectos del láser de Nd:YAP sobre la morfología de la pared del conducto radicular. Para ello compararon, mediante microscopía electrónica de barrido (MEB) cómo quedaba la pared del conducto después de ser instrumentado manualmente, después de solamente irradiar con el láser de Nd:YAP, y tras efectuar una instrumentación combinada -manual y ultrasonidos- y aplicar el láser Nd:YAP. Los resultados obtenidos demuestran que debe descartarse la posibilidad de utilizar solamente el láser para conseguir un ensanchamiento adecuado del conducto radicular. Los autores concluyeron exponiendo que el empleo combinado de la instrumentación manual, los ultrasonidos y el láser deja un conducto limpio de detritus y además con los túbulos dentinarios abiertos (Blum y Abadie 1997b).

### 6.3.3. Láser de diodo

En un estudio para determinar la capacidad bactericida del láser de diodo de 810 nm, Moritz y cols. utilizaron dientes unirradiculares que fueron, una vez esterilizados, inoculados con una cantidad de 10  $\mu$ l de *Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis* con de una concentración inicial de  $10^9$ . El láser de diodo fue empleado en modo pulsado con unos pulsos de entre 0.01 a 0.02 segundos. Se utilizaron las potencias de 2W, 3W y 4W. El tiempo total de irradiación fue de 25 segundos -5 repeticiones de 5 segundos con una breve pausa entre ellas-. Con potencias de 4W se consiguió la eliminación total de bacterias; en cambio en los casos en los que la potencia utilizada era de 2 y 3W se seguía constatando presencia de bacterias. Apreciaron asimismo que el aumento de temperatura en el exterior de la superficie radicular era de 6 °C -como máximo- después de 1 segundo de irradiación y que éste aumentaba alarmantemente a 18 C° después de 3 segundos de irradiación sin que el tip estuviera en movimiento. Por ultimo pudieron observar que a potencias de 4W los túbulos dentinarios se cerraban completamente (Moritz y cols. 1997a)

Según estos autores, el láser de diodo puede ser recomendado en los tratamientos endodóncicos porque su longitud de onda es de 810nm -está en el rango de los infrarrojos- y se puede conducir por unas fibras que son muy finas y flexibles. En su trabajo realizaron una instrumentación hasta el ISO 50, lo que contrasta con el ensanchamiento establecido en nuestro estudio que es un ISO 30; éste es un ensanchamiento del conducto más normalizado que el 50 ISO. Hoy en día, en la mayoría de tratamientos de endodoncia no se ensancha tanto y habitualmente se suele terminar entre los 30 o máximo 35 ISO. Los mismos

autores también han evaluado el efecto bactericida del láser de diodo de 805nm en las bolsas periodontales obteniendo unos resultados que mejoran los del grupo control (Moritz y cols. 1997 b).

Gutknecht y cols. han investigado el efecto bactericida del láser de diodo de 810nm. Para este estudio se escogieron dientes bovinos que fueron cortados en secciones longitudinales a diferentes grosores (100, 300 y 500  $\mu\text{m}$ ). La contaminación se hizo con 1 $\mu\text{l}$ . de una suspensión de la cepa de *Enterococcus faecalis* ATCC19433; el inóculo inicial conseguido fue de  $145.5 \times 10^8$  bacterias por ml. Esta suspensión de bacterias se aplicó en un área de 5mm en los diferentes cortes. Posteriormente irradiaron los especímenes con la fibra del láser de diodo en contacto con la dentina del lado contrario al que se habían inoculado las bacterias. La fibra se dispuso formando un ángulo aproximado de  $5^\circ$  entre el fibra y la dentina ya que de esta forma se intenta que el experimento se asemeje más a la realidad clínica. Se utilizó una fibra de 400 micras con un tiempo de irradiación de 30 segundos y con una potencia de 0.6W.

Los resultados demostraron que, en función del grosor de dentina, la reducción bacteriana es diferente. Con espesores de 100 micras se lograba un descenso del número de bacterias del 97.07% con un log.kill (logaritmo de muerte bacteriana) de 1.78; al aumentar el grosor a 300 micras, la reducción bacteriana disminuía hasta 88.38% con un log.kill de 1.2; y finalmente, con grosores de 500 micras el decremento bacteriano era de sólo 73.96% con un log.kill de 0.73 (Gutknecht y cols. 2000).

Los mismos autores han estudiado utilizando la misma metodología el efecto bactericida del láser de diodo de 980nm. Los parámetros utilizados fueron 1.75W, 2.3W y 2.8W con un tiempo de irradiación de 32 segundos y una fibra de

200 micras y por otra parte los espesores de dentina fueron de 100, 300 y 500 micras. Las medias de los resultados que obtuvieron se muestran en la tabla 61 (Gutknecht y cols. 2004a).

	1.75W	2.3W	2.8W
100micras	70 %	67%	69%
300 micras	53%	59%	71%
500 micras	13%	9%	32%

Tabla 61. Efecto bactericida sobre distintos cortes de dentina irradiados con láser de diodo de 980nm (Gutknecht y cols. 2004a).

Si se comparan ambos estudios se puede observar como el láser de diodo de 980nm tiene un menor efecto bactericida en profundidad en comparación con el láser de diodo de 810nm. Esta diferencia tiene como posible explicación la menor penetración en profundidad en este tipo de láser. Esto se explica porque el láser de 980nm tiene una alta absorción en agua ( $0.68 \text{ cm}^{-1}$ ) en comparación con el diodo de 810nm ( $0.12 \text{ cm}^{-1}$ ).

Todos los láseres de diodo tienen un efecto bactericida que reduce de forma significativa el número de bacterias en el interior del conducto radicular; sin embargo se debe conocer la longitud de onda del diodo ya que no todos son iguales y pueden existir diferencias importantes entre ellos.

#### **6.3.4. Láser de Ho:YAG**

A pesar que este láser no es muy utilizado en odontología existen algunos estudios en los que se puede ver que también produce un efecto bactericida.

Gutknecht y cols., determinaron el efecto bactericida con el láser de Ho:YAG en un estudio in vitro obteniendo unos resultados favorables que llegaban hasta el 99,98% de eliminación de bacteriana empleando unos parámetros de 2W y 5Hz (Gutknecht y cols. 1997).

En otro estudio comparativo respecto al efecto bactericida de los láseres de Nd:YAG, Ho:YAG y Er:YAG, Moritz y cols. llegaron a la conclusión que los tres láseres disminuyen de forma significativa la población bacteriana del interior del conducto radicular. En concreto a 1.5 W, las tasas de muerte celular fueron para el de Er:YAG 99.64%, para el de Nd:YAG 99.16% y finalmente para el de Ho:YAG 99.05% (Moritz y cols. 1999b).

Por su parte Gouw-Soares y cols., estudiaron el efecto bactericida del láser de Ho:YAG en dentina utilizando para ello discos de dentina de diferentes grosores; así podían evaluar la capacidad de penetración en profundidad de este tipo de láser. La bacteria que escogieron fue *Enterococcus faecalis*. Sus resultados -al igual que en nuestro estudio- fueron dados en tantos por ciento de efecto bactericida y en logaritmos de muerte bacteriana. Observaron que con una irradiación con el láser de Ho:YAG a 2W y 5Hz, en discos de un grosor de 500 micras, la eliminación bacteriana presentaba unos porcentajes del 98.46%, con un logaritmo de muerte bacteriana (log kill) de 2.75 mientras que si se utilizaba solamente 1W 5Hz los resultados eran de 88.72% con un log kill de 1.5. En este estudio utilizaban como grupo de comparación una solución de NaOCl al 1% conjuntamente con H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>. Los resultados que obtuvieron en este grupo control

fueron muy bajos. En el estudio no se hace referencia a que porcentaje de reducción bacteriana se logra en este grupo y solamente se indica que la reducción logarítmica (log kill) era de sólo 0.5. Hay que valorar que este experimento se realizó con discos de dentina de diferentes grosores y que la inoculación de la bacteria se efectuó en el lado opuesto de donde se irradiaba con el láser. De la misma forma, el NaOCl 1% y H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> también se aplicaba en el lado contrario de donde se inoculó la solución contaminante de *Enterococcus faecalis* (Gouw-Soares y cols. 2000).

### **6.3.5. Láser de CO<sub>2</sub>**

El láser de CO<sub>2</sub> ha sido uno de los más empleados en este campo. Así abordaremos los comentarios pertinentes a esta discusión siguiendo el orden cronológico de publicación de los artículos seleccionados para ello. Ya en 1989, Miserendino y cols. evaluaron los efectos térmicos del láser de CO<sub>2</sub> sobre la superficie exterior de dientes, y observaron con exposiciones por debajo de 10J se generaba un incremento de la temperatura que siempre fue inferior a 5.5°C. Estos autores llegaron a la conclusión que el aumento térmico obtenido estaba en el rango de tolerancia de la pulpa (Miserendino y cols. 1989).

Dederich y cols., compararon la susceptibilidad diferentes especies bacterianas frente al tratamiento con el láser de CO<sub>2</sub>. El estudio se realizó in vitro pero no en dientes sino en tubos capilares de vidrio donde se introducían las bacterias que serían luego irradiadas. Estos autores llegaron a la conclusión de que se necesitan densidades de energía menores de 200J/cm<sup>2</sup> para lograr una tasa de mortalidad bacteriana del orden del 99.5% (Dederich y cols. 1990). Estas densidades son mucho menores que las halladas en otros estudios previos sobre

la esterilización con el láser de CO<sub>2</sub> (Zakariassen y cols. 1986, Dederich y cols. 1989).

En 1993 se publicó el artículo de Önal y cols., quienes irradiaron in vitro conductos radiculares con un láser de CO<sub>2</sub> de 9.6µm pulsado -con una duración del pulso de 135 µs-, con una energía de 60mJ y una densidad de energía de 12J/cm<sup>2</sup>; utilizaron además una fibra especial de AgCl -que puede introducirse en el interior del conducto radicular- con un diámetro de 900 µm. Los dientes fueron irradiados durante 60 segundos a 60mJ y a 10 Hz. Empleando estos parámetros el incremento de temperatura no fue nunca superior a los 5°C. Sus conclusiones, tras estudiar el efecto producido sobre la pared dentinaria del conducto fueron que si bien este tipo de láser era capaz de a) eliminar los tejidos orgánicos del interior del conducto radicular, b) producir la fusión de la hidroxiapatita y c) dejar los túbulos dentinarios abiertos, tales efectos no se producen de manera uniforme en toda la extensión del conducto radicular (Önal y cols. 1993).

Talebzadeh y cols. demostraron, en su artículo publicado en 1994, que el efecto bactericida del láser de CO<sub>2</sub> no difería según la especie bacteriana estudiada, en este caso *Escherichia coli*, *Streptococcus mutans* y *Bacillus stearothermophilus*. Por otra parte en este estudio para alcanzar el 99.5% de muerte bacteriana sólo se necesitó una densidad de potencia de 500W/cm<sup>2</sup> que es el equivalente -siendo la duración del pulso de 0.1 segundo- a una densidad de energía de 50J/cm<sup>2</sup> (Talebzadeh y cols. 1994). Obviamente en clínica no se pueden emplear cantidades desmesuradas de energía para conseguir efectos bactericidas puesto que se generarían lesiones yatrogénicas. Este fue el motivo por el cual Coffelt y cols. quisieron averiguar cuál era la densidad de energía necesaria para conseguir la muerte bacteriana con los láseres de CO<sub>2</sub> y de

Nd:YAG. Llegaron a la conclusión de que para que se observen efectos destructivos sobre las bacterias los niveles de densidad de energía deben superar los  $11\text{J}/\text{cm}^2$ , mientras que a partir de  $42\text{J}/\text{cm}^2$  ya se generan lesiones sobre la superficie radicular (Coffelt y cols. 1997). De esto puede deducirse que no se puede conseguir una asepsia del conducto radicular sin provocar alteraciones yatrogénicas sobre las estructuras dentales y periodontales.

También se publicó en 1997 el trabajo de Azam Khan y cols. quienes compararon tres tipos diferentes de láser en el tratamiento del conducto radicular; en concreto fueron los láseres de Nd:YAG, de argón y de  $\text{CO}_2$ . Una de las principales diferencias -en cuanto a la técnica empleada- fue la utilización de fibras flexibles para los láseres de Nd:YAG y de argón, que permiten acceder hasta una zona más apical, mientras que con el láser de  $\text{CO}_2$  sólo se puede usar una sonda metálica hueca más rígida con la que es más difícil introducirse en profundidad en los conductos curvos. Los tres láseres fueron capaces de eliminar los residuos, de conseguir la ablación de las paredes del conducto, y además produjeron cráteres, así como la carbonización, vitrificación y fusión de los túbulos dentinarios, todo ello en dependencia del nivel de energía y del tiempo de irradiación. El láser de argón fue el que produjo un aumento superior de temperatura de los tres testados. De acuerdo con los resultados observados en este estudio, el láser de Nd:YAG -a 2W y 20 pulsos por segundo y durante 1 segundo de aplicación- es el que obtiene los mejores resultados en cuanto a la remoción de los detritus y en el mantenimiento de la estructura y de la forma del conducto (Azam Khan y cols. 1997).

Una de las dificultades más importantes referentes a la utilización del láser de  $\text{CO}_2$  en el interior del conducto radicular es la relativa a la transmisión de su haz de luz. Con este tipo de láser los mecanismos de transmisión se hacen mediante

tubos huecos con cristales de rodio pulido y, de esta forma, se puede conducir el haz de luz desde la caja de resonancia hasta la pieza de mano. Por las características específicas que tiene este haz no es posible conducirlo por fibra -al contrario de lo que sucede con otros tipos de láser como los de Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Nd:YAG o de diodo. Por ello, Kesler y cols., diseñaron un aditamento especial que consiste en una pieza de mano acodada en cuyo extremo puede colocarse una microsonda. En este caso el haz de luz puede conducirse a través de una fibra hueca de metal flexible de 300 micras de diámetro que se conecta a la pieza de mano. Con esta nueva fibra de metal hueca, estos autores irradiaron 30 dientes vitales que debían ser extraídos por problemas periodontales. Los estudios, referentes al incremento térmico, se realizaron in vivo en tres posiciones distintas -a 3, 6 y 9mm del ápice del diente tratado-; se comprobó que tanto a 5W como a 10 W de potencia y en modo pulsado (1Hz, duración del pulso de 50 milisegundos, energía por pulso 0.25 J y densidad de energía de  $350\text{J}/\text{cm}^2$ ) se producía un ligero aumento de temperatura, manteniéndose siempre la temperatura del diente por debajo de los  $38^\circ\text{C}$  (Kesler y cols. 1998).

Asimismo Kesler y cols. evaluaron la acción desinfectante del láser de  $\text{CO}_2$  efectuando cortes histológicos de los dientes irradiados y observando la presencia bacteriana por microscopía óptica tras una tinción de Gram. En todos los especímenes irradiados no se apreció rastro de flora bacteriana mientras que todos los controles -no irradiados- fueron positivos. Como conclusión los autores exponen que con esta nueva microsonda de metal hueca y con una densidad de energía de  $350\text{J}/\text{cm}^2$  es posible lograr un 100% de desinfección (Kesler y cols. 1998). Esta última afirmación probablemente sea bastante arriesgada ya que, en primer lugar, la muestra se realizó con dientes vitales sin ninguna patología pulpar

–provenían de individuos con una enfermedad periodontal avanzada- y por lo tanto no se explica la presencia bacteriana a no ser de que se hubieran contaminado inadvertidamente a partir de la propia flora bucal. En segundo lugar, el estudio microbiológico se realizó sobre cortes histológicos y simplemente tras una simple observación por microscopía óptica.

También hay que advertir que aunque se disponga de esta microsonda, el hecho de introducirla en un conducto curvo sigue siendo una acción difícil a pesar de ser algo flexible y poderse moldear previamente.

También Le Goff y cols. estudiaron la capacidad de desinfección del láser de CO<sub>2</sub> de 10.6 μm pero esta vez en dientes de cerdo. Para ello se inocularon con *Actinomyces odontolyticus* a una concentración de 7.5x10<sup>4</sup> bacterias/ml. Es curioso observar que en este estudio -al contrario que lo que sucede en el nuestro y generalmente en todos los demás- los valores que se obtuvieron en el diente control, una vez incubados durante 18 horas, fueron superiores a los de la concentración inicial de contaminación: así de un valor de 7.5x10<sup>4</sup> en la concentración inicial del inóculo se pasó a 210(+/-73.9)x10<sup>6</sup> en el primer experimento y a 18(+/- 9.1)x 10<sup>6</sup> en el segundo de sus experimentos.

En los resultados de este estudio también se detectó un máximo de desinfección con la utilización de NaOCl -en este caso a una concentración del 3%- lográndose una esterilización total. Sin embargo -y también a diferencia de nuestro estudio en el que se ha mantenido la solución de hipoclorito en el interior del conducto durante 30 segundos- aquí se dejaba durante 15 minutos, tiempo que es realmente exagerado e irreal respecto a lo que sucede cotidianamente en clínica.

En este trabajo de Le Goff y cols. el grupo tratado con láser fue irradiado a 5W durante 10 segundos -por tres veces y con un periodo intermedio de 10 segundos de pausa-. Al no poderse utilizar ningún tipo de fibra pequeña, el tip se colocó a 1cm de los especímenes con lo cual el haz estuvo muy desfocalizado y por lo tanto el área de impacto fue muy grande. Los resultados que obtuvieron tras la irradiación con el láser son de  $16.3(\pm 13.6) \times 10^6$  en la primera serie y de  $3.9(\pm 2.4) \times 10^6$  en la segunda, bastante criticables puesto que los valores de la desviación típica casi exceden a los de la media. Además solamente se ofrecen resultados en tantos por ciento de reducción bacteriana, y éstos son de un 92.3% para la primera serie y de un 78.5% para la segunda (Le Goff y cols. 1999) realmente dispares entre sí y que impiden creer como correcta la media (85%) entre ambos porcentajes. En la discusión de este artículo, sus autores hacen referencia al trabajo de Zakariassen y cols. quienes, también con el láser de CO<sub>2</sub> llegaron a conseguir la esterilización de la mitad de sus muestras que había inoculado con *Actinomyces viscosus* y *Streptococcus sanguis* (Zakariassen y cols. 1986). Debe decirse que aquí la solución se inoculó en menor cantidad y además tenía una carga bacteriana inferior.

Kesler y cols. publicaron, en 1999, un estudio clínico con tres años de seguimiento sobre dientes endodonciados que habían sido tratados con un láser de CO<sub>2</sub> de 10.6µm y con la microsonda. Relatan la experiencia de haber tratado 900 dientes con 1512 conductos, en los cuales debía existir una lesión periapical radiotransparente con un tamaño de entre 1mm y 3mm. Después de realizar una preparación mecánica hasta un ISO 35 e irrigar con suero salino y con NaOCl, irradiaron todos los dientes con un láser de CO<sub>2</sub> (15F Sharplan) y con la microsonda durante 60 pulsos. La microsonda se colocaba a unos 6mm del ápice y

durante la irradiación se hacían repetidamente movimientos verticales de arriba a abajo. Todos los conductos fueron irradiados con los siguientes parámetros: 5W con una tasa de repetición de 0.50 segundos x 60 pulsos por ciclo, siendo el total de energía liberada por ciclo de 15 J.

En todos los casos el tratamiento global se realizó en una sola sesión rellenándose el conducto con gutapercha y sin necesidad de anestesia local previa ni de medicación antibiótica en el postoperatorio. Todos los pacientes fueron controlados a los 3, 6 y 12 meses obteniéndose unos resultados satisfactorios en el 98% de los casos. En un 52% de los casos se observó una reducción de la imagen radiotransparente después de 2 a 6 meses. Se consideró un tratamiento exitoso si se apreciaba una disminución de la imagen radiotransparente periapical, ausencia de sintomatología clínica y evidentemente la no necesidad de cirugía periapical (Kesler y cols. 1999).

Además del efecto desinfectante que puede producir el láser de CO<sub>2</sub> en el interior del conducto radicular también hay que valorar la afectación tanto morfológica como estructural de la dentina que envuelve el conducto. Se debe tener en cuenta que la eliminación del barrillo dentinario (smear layer) puede facilitar el efecto bactericida de los medicamentos que se introducen en el interior del conducto radicular, y ello es una acción muy beneficiosa en todos aquellos casos en los que existe una infección de este conducto (Byström y cols. 1985).

Referente a estos cambios morfológicos que pueden inducir los láseres en las paredes del conducto radicular, Takeda y cols., pudieron determinar que con el láser de CO<sub>2</sub> se producía fusión, carbonización, recristalización y glaseado de la superficie de la pared del conducto radicular (Takeda y cols.1999).

Por otra parte Eto y cols., estudiaron los que se producían tras la irradiación con un láser de CO<sub>2</sub> en conjunción con la aplicación de Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F (fluoruro diamínico de plata). De su investigación se desprende que con la aplicación previa del Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F al 38% y la irradiación con láser de CO<sub>2</sub> a niveles bajos de potencia (1W) se consiguen los mejores resultados en cuanto a la eliminación del barillo dentinario y a la consecución de un mayor número de túbulos dentinarios abiertos (Eto y cols. 1999).

### **6.3.6. Láser de Er:YAG**

El láser de Er:Yag es el más parecido al de Er,Cr:YSGG ya que ambos tienen una longitud de onda muy similar (Er:YAG 2.94 μm, Er,Cr:YSGG 2.78 μm). Los dos láseres son bien absorbidos por el agua y la hidroxiapatita. Ambas longitudes de onda pueden transmitirse por fibra óptica y ello hace que se puedan fabricar tips muy pequeños y que puedan ser introducidos en el interior del conducto radicular.

Al ser el de Er:YAG un láser que fue desarrollado previamente al de Er,Cr:YSGG existen más estudios acerca de sus efectos sobre dentina y esmalte, así como en sus posibles aplicaciones en el interior del conducto radicular.

Los primeros estudios con el Er:YAG fueron realizados por Hibst y Keller en el año 1989; los mismos autores fueron los que iniciaron las primeras investigaciones sobre la utilización del láser de Er:YAG en endodoncia.

La aplicación del láser de Er:YAG en el tratamiento del conducto radicular se fundamenta en su capacidad bactericida. Para ello los autores determinaron la eficacia bactericida así como también los parámetros de utilización del láser para mantener los niveles de seguridad en los tejidos vecinos al conducto radicular.

Derivado de su investigación proponen unos parámetros de utilización del láser en endodoncia que son los siguientes: en dientes con un espesor de dentina de menos de 1mm sugieren que la energía elegida sea de 50mJ por pulso con una frecuencia de 15 Hz. La irradiación se debe hacer, según los autores, introduciendo la fibra en el interior del conducto radicular, sin activarla, hasta llegar a 1mm de la longitud de trabajo; en este momento se pondrá en función el láser y se realizará un movimiento circular en dirección coronal, con una velocidad aproximada de 2mm/s, hasta llegar a la corona del diente. Siguiendo estas recomendaciones se aconseja realizar cuatro pases en cada conducto radicular, para de esta forma obtener una dosis acumulada de irradiación y así alcanzar el mayor grado de desinfección posible (Hibst y cols. 1997). En nuestro estudio hemos utilizado 15 mJ (1W) y 30 mJ (2W) siempre a 20Hz. Los movimientos en el interior del conducto han sido similares en ambos estudios.

Respecto al efecto bactericida logrado con el Er:YAG se puede observar que los resultados procedentes de los distintos trabajos publicados difieren entre sí. Así por ejemplo, Mehl y cols. (1999) estudiaron el efecto antibacteriano que se produce al irradiar, en el interior del conducto radicular, con el láser de Er:YAG. En este trabajo sólo se evaluaron dos tipos de bacterias *Escherichia coli* y *Staphylococcus aureus* y se compararon los dientes tratados con láser de Er:YAG con un grupo control sin tratamiento y otro grupo tratado con NaOCl al 1.25%. Los parámetros utilizados en este estudio fueron 50mJ/pulso, 15pps durante 15 segundos o 60 segundos. Los resultados que obtuvieron fueron los siguientes (tabla 62):

Porcentaje de supervivencia bacteriana	<i>Escherichia coli</i>	<i>Staphylococcus aureus</i>
Láser (50mJ/pulso 15Hz) durante 15 seg	0.13%	0.15%
Láser (50mJ/pulso 15Hz) durante 60 seg	0.034%	0.06%
NaOCl 1.25%	0.020%	0.033%

Tabla 62. Porcentaje de supervivencia bacteriana tras irradiación con láser Er:YAG, según Mehl y cols. (1999).

El estudio de Mehl y cols. da los resultados en función de la supervivencia de bacterias, y estos difieren de la mayoría de estudios, en los que vienen dados en porcentajes de reducción de bacterias (Moritz y cols. 1999b, Gouw-Soares y cols. 2000, Gutknecht y cols. 2000) Al igual que en nuestro estudio Mehl y cols., demuestran que el grado de reducción bacteriana depende del tiempo de irradiación: a mayor tiempo de irradiación con láser se produce un mayor efecto bactericida.

Sin embargo una crítica a este estudio sería que las muestras fueron recogidas introduciendo en el interior del conducto una punta de papel, y no se realizaba ningún tipo de vibración para desincrustar las posibles bacterias que pudieran estar alojadas en el interior de los túbulos dentinarios o adheridas a la pared del conducto. Por lo tanto las bacterias ubicadas en el interior de los túbulos dentinarios o adheridas a la pared del conducto no pudieron ser contabilizadas.

Otro estudio reciente también ha aplicado el láser de Er:YAG con similares parámetros (15 Hz, 60mJ, durante 12 segundos y con cuatro repeticiones)

obteniendo resultados significativos en cuanto a la reducción bacteriana (Stevanovic y cols. 2004).

Evaluando los efectos -en el interior del conducto radicular- del láser de Er:YAG con el de Alexandrita, Jelinková y cols. llegaron a la conclusión que ambos láseres tienen efecto bactericida. La irradiación subablativa del láser de Er:YAG tiene un efecto bactericida cuando está en contacto directo con la pared del conducto; sin embargo, su capacidad bactericida disminuye en la profundidad de los conductos dentinales, ya que el haz de luz láser se absorbe totalmente en las paredes del conducto. Por esta razón este láser no puede llegar a irradiar las ramificaciones del ápex. Por el contrario el láser de Alexandrita tiene una mayor penetración ya que no es tan bien absorbido por la hidroxiapatita, y puede ser más efectivo en la profundidad de los túbulos dentinarios (Jelinková y cols. 1999). En nuestro estudio el láser de Er,Cr:YSGG se comportaría de forma parecida al Er:YAG y su absorción en principio sería más superficial que en profundidad.

Comparando tres láseres distintos a una misma potencia (1,5W) Moritz y cols., obtuvieron unas reducciones bacterianas del 99.64%, con el láser Er:YAG, de 99.16% con el de Nd:YAG y del 99.05% con el de Ho:YAG. En este estudio sin embargo existen una serie de defectos que a nuestro entender lo hacen poco creíble. Por una parte en el control de bacterias solamente es de  $3.56 \times 10^4$ ; ello significa que la cantidad de bacterias es muy baja y por lo tanto la reducción bacteriana será mayor que si el número de bacterias fuera de  $10^8$ . Por otra parte en los resultados se puede observar como en el caso del Er:YAG se produce un mayor efecto bactericida con una potencia de 0.8W que con 1.5W. Otro resultado que no deja de ser algo dudoso es que el efecto bactericida del láser de Er:YAG, es superior tanto al de Nd:YAG como al de Ho:YAG. Cabe aducir finalmente que

en estos estudios no se compara el efecto del láser con el efecto bactericida del NaOCl (Moritz y cols. 1999b). Creemos que en general tiene que ser fundamental comparar el láser con un buen desinfectante -NaOCl tanto al 0.5% como al 5%- ya que de no ser así estos estudios son poco prácticos.

En otro estudio con más de 220 dientes irradiados con Er:YAG, de forma similar a un tratamiento in vivo, Schoop y cols., demuestran el alto efecto desinfectante que produce este tipo de láser. En su trabajo los autores observan que la mayoría de especies bacterianas estudiadas pueden ser erradicadas con una potencia no superior de 1W, a excepción del *Enterococcus faecalis* que es más resistente. Mencionan asimismo que el efecto bactericida es dependiente de los parámetros de emisión utilizados así como también del tipo de especie bacteriana estudiada (Schoop y cols. 2002).

Perin y cols. comparan la irradiación efectuada con Er:YAG y el NaOCl 1%, llegando a la conclusión que ambos tratamientos son efectivos. En el mismo estudio también se compara la eficacia de la irradiación a 1mm del ápice o a 3mm del ápice observándose que los casos tratados a 3mm obtienen una reducción bacteriana mucho menor (Perin y cols. 2004).

Schoop y cols., realizaron un estudio del efecto bactericida de diferentes láseres en las capas profundas de la dentina. Esto se llevó a cabo en discos de dentina de un grosor de 1mm que una vez se habían contaminado con diferentes bacterias (*Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis*) se irradiaron de forma indirecta (desde el lado contrario al que se ha irradiado). Se utilizaron cuatro diferentes láseres -Nd:YAG, Diodo de 810nm, Er:YAG y Er,Cr:YSGG- todos a iguales potencias reales de 1 y 1.5W. Los mejores resultados se obtuvieron con el láser de Er:YAG a 1 y a 1.5W tanto con *Escherichia coli* como con *Enterococcus faecalis*,

aunque en este último los resultados son inferiores. Todos los láseres utilizados fueron capaces de reducir de forma significativa el número de bacterias. De todas formas los autores indican que posiblemente el efecto bactericida era superior en las bacterias Gram-negativas como *Escherichia coli* en comparación con las Gram-positivas como *Enterococcus faecalis* (Schoop y cols. 2004).

Respecto a otros efectos beneficiosos que pueden obtenerse en un tratamiento endodóncico, se ha demostrado que el láser de Er:YAG aplicado en el interior de los conductos radiculares produce la evaporación del barrillo dentinario dejando unas paredes libres de restos y los túbulos dentinarios abiertos (Takeda y cols. 1998 a, Takeda y cols. 1998 b, Takeda y cols. 1999c).

Matsuoka y cols. investigaron la utilización del láser de Er:YAG para eliminar los residuos cerca de la zona apical y evaluaron su eficacia, en este aspecto, mediante la ayuda de un fibroscopio. De sus trabajos se puede concluir que cuando se utilizan bajas potencias como 1W (50mJ /20pps) durante un máximo de 45 segundos, los resultados son similares al control que sólo se ha instrumentado manualmente. En cambio cuando se aumenta la potencia a 2W (100mJ/20pps) durante 23 segundos o a 3W (150mJ/20pps) durante 9 segundos, la cantidad de restos y detritus se reduce de forma estadísticamente significativa, en comparación con los dientes que no han recibido el tratamiento con láser (Matsuoka y cols. 1998).

Matsuoka y cols. irradiaron, con diferentes parámetros y con tres diferentes diámetros de fibras, el interior del conducto radicular con la intención de instrumentar los conductos radiculares. Concluyeron aconsejando que para la irradiación en la zona apical se empleasen unos parámetros de 2Hz y entre 136 a 184 mJ/pulso; asimismo mencionaron cuando se quiera trabajar en el resto del

interior del conducto es preferible utilizar parámetros superiores como los 2Hz a 170 a 230 mJ/pulso ya que con éstos se obtiene mejores resultados en cuanto a la eliminación de los restos de tejidos pulpaes. Al igual que otros estudios no observaron ni fusión ni carbonización en el interior del conducto radicular cuando éste era irradiado con el láser de Er:YAG; en cambio lo que sí se pudo evidenciar era que los túbulos dentinarios permanecían abiertos (Matsuoka y cols. 2000).

Shoji y cols. desarrollaron un tip especial para poder realizar mejor la instrumentación en el interior del conducto radicular. Se trataba de un tip cónico, con el cual se libera un 80% de la energía lateralmente y sólo un 20 % en la punta. Con este sistema los autores efectuaban la instrumentación con el láser de Er:YAG y observaron mediante SEM que la dentina aparecía más limpia que la obtenida por instrumentación manual (Shoji y cols. 2000).

Kimura y cols también valoraron el grado de filtración apical in vitro después de la preparación del conducto radicular con el láser de Er:YAG y su posterior obturación ortógrada. No encontraron un menor grado de filtración en la zona apical cuando hacían la comparación con dientes tratados de forma convencional (Kimura y cols. 2001).

### **6.3.7. Láser de Er,Cr:YSGG**

En la actualidad son pocos los estudios que se han publicado en relación al efecto bactericida del láser de Er,Cr:YSGG. Solamente hemos podido encontrar hasta la fecha un solo trabajo en el cual se compara el efecto de este láser con otros tres diferentes láseres (Schoop y cols. 2004).

En este estudio se utilizan discos de dentina de unos 2mm de grosor y la irradiación con los diferentes tipos de láser se produce en el lado opuesto al que se

ha inoculado con los microorganismos elegidos que fueron *Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis*.

En cuanto a los parámetros escogidos se utilizaron 1.5 W y 2.5W (en el display del aparato) y al emplear una fibra de 400 micras la potencia efectiva fue de 1W y 1.5W (según los autores). Cada ciclo de láser consistía en 5 irradiaciones de 5 segundos cada una con intervalos de 15 segundos.

La frecuencia utilizada fue de 20Hz, con lo que la densidad de energía por pulso utilizada fue de:

$$1W/20Hz = 0.05J \quad 0.05J/ 0.001256cm^2 = 39J/cm^2.$$

$$1.5W/20Hz = 0.075J \quad 0.075J/0.001256cm^2 = 60J/cm^2.$$

Estos valores de densidad de energía estarían muy parejos con los de nuestro estudio, en el que se trabajó con densidades de energía por pulso de entre 47J/cm<sup>2</sup> y 95.5J/cm<sup>2</sup>.

Los resultados obtenidos demuestran claramente el efecto bactericida del láser de Er,Cr:YSGG. Sin embargo éstos son claramente inferiores a los resultados obtenidos con el láser de Er:YAG. También se aprecia que la capacidad bactericida de este láser -y de todos los otros láseres del estudio (Diodo 810nm, Nd:YAG y Er:YAG)- está condicionada por el microorganismo escogido de tal forma que es más fácil la descontaminación después de haber irradiado *Escherichia coli* (Gram-negativa) que *Enterococcus faecalis* (Gram-positiva).

Al igual que en nuestro estudio se demuestra que a mayor potencia el efecto bactericida incrementa; sin embargo no se hace referencia a aumentar el tiempo de irradiación que en todos los casos fue de 25 segundos- 5 pases de 5 segundos cada uno con 15 segundos de intervalo-. En nuestro estudio hemos realizado tres diferentes experimentos con la misma potencia pero incrementando el tiempo total

de irradiación. Con ello hemos podido comprobar que los resultados obtenidos con una potencia menor (1W) pero con mayor tiempo de irradiación (120 segundos) son semejantes a los obtenidos con una mayor potencia (2W) y menor tiempo de irradiación (60 segundos).

Por otra parte en este estudio -al igual que en el nuestro- no se ha utilizado ni el agua ni aire, valorando de esta forma sólo el efecto bactericida del láser.

## **6.4. Discusión sobre los parámetros de utilización de los láseres**

### **6.4.1. Efectos sobre las bacterias**

Ando y cols. ya remarcaron en su día que es muy difícil la comparación del efecto bactericida entre diferentes láseres ya que existen diferencias metodológicas muy importantes entre los distintos estudios que han abordado este tema; por ejemplo, hay variaciones notables en el diámetro del spot, en el tiempo y en el área de exposición, en si se utilizó de modo pulsado o continuo, en las condiciones y tipo de los microorganismos elegidos, en las diferentes condiciones de irradiación, etc. En un intento de querer unificar resultados, estos autores expresaron que era preferible realizar comparaciones con las densidades de energía más que no con las energías totales empleadas, aunque ello no era ni mucho menos ideal (Ando y cols. 1996).

El efecto bactericida de los láseres depende esencialmente de su longitud de onda si bien hay que resaltar que no todos los láseres actúan del mismo modo; de esta forma, el láser de He-Ne para poder lograr la destrucción de las bacterias necesita imprescindiblemente la colaboración de una substancia fotosensibilizadora (Saker y Wison 1993). Son en este caso los fotosensibilizadores los

que absorben el haz de láser de He-Ne y es esta absorción la que causa un efecto bactericida mediante un mecanismo fotoquímico (Dobson y Wilson 1992).

En algunos casos parece haber una cierta especificidad entre determinados láseres para algunas bacterias en particular. Así el láser de argón presenta una mayor eficacia destructiva para las bacterias negro-pigmentadas; el hecho de que éstas posean un pigmento negro en su interior -y sustancias fotosensibilizadoras como la protohemina o la protoporfirina facilitaría la absorción intracelular de este tipo de láser (Henry y cols. 1995).

Con el láser excímero el mecanismo más probable para producir la muerte celular es la rotura de los enlaces moleculares y químicos de la pared bacteriana (Keates y cols.1988).

El mecanismo por el que los láseres de Nd:YAG y de CO<sub>2</sub> -empleados a altas potencias- producen efectos letales sobre los microorganismos, se basa en el efecto térmico. Así, el láser de CO<sub>2</sub>, que emite con una longitud de onda de 10600nm, tiene una muy buena absorción por el agua. Ello implica que la energía emitida se convierta en calor al ser absorbida masivamente por el agua intracelular de los microorganismos, y debido a la ebullición producida se logra la muerte bacteriana. De todas formas no todas las bacterias responden de la misma forma, ya que como algunos autores indican (Talebzadeh y cols. 1994) diferentes parámetros como el tamaño de la célula bacteriana, el grosor de las paredes de la membrana, o el contenido en agua de la bacteria, pueden producir diferencias en cuanto a la susceptibilidad celular al daño térmico.

En cuanto al láser de Nd:YAG -que es un láser cuya energía no es bien absorbida por el agua- el mecanismo por el cual se produce la muerte bacteriana se explica porque es el propio haz del láser el que penetra y se difunde en el

interior de la célula, produciendo de esta forma un incremento brusco de la temperatura. Moritz y cols. mencionan que el efecto que se produce en las bacterias tras la irradiación con el láser de Nd:YAG, depende de las características de la pared celular y ello es crucial para entender la sensibilidad de las bacterias a la irradiación con el láser. Según sus observaciones la acción letal de la irradiación con láser sobre los microorganismos se basa principalmente en un efecto acumulativo. Así, un factor de tensión como el calor puede causar en la bacteria un daño que no llega a ser letal y cuyas alteraciones son reversibles; sin embargo, la repetición de este estado de tensión sí que se puede convertir estas alteraciones en letales para el microorganismo en cuestión (Moritz y cols. 2000).

El láser de Er:YAG, con una longitud de onda de 2940nm, tiene una muy buena absorción por el agua (Hibst y Keller 1989). Su absorción por el agua es teóricamente 10 veces superior a la del láser de CO<sub>2</sub> y unas 20000 respecto a la del láser de Nd:YAG (Paghdiwala 1993). El mecanismo mediante el cual el láser de Er:YAG produce la ablación de los tejidos duros dentales es mediante la absorción masiva y brusca de la energía por parte del agua intracelular; esta ebullición llega a ocasionar microexplosiones ya que produce la evaporación del agua del interior de las células. De forma similar, en las bacterias -que tienen un alto contenido en agua- la exposición a la irradiación del láser de Er:YAG produce una evaporación del agua de su interior causando la destrucción de la célula y con ello la muerte bacteriana. No obstante también se ha explicado la muerte de las bacterias simplemente por el aumento rápido de su temperatura intracelular. El mecanismo de acción antibacteriana del láser de Er,Cr:YSGG sería parecido al del Er:YAG dado que sus longitudes de onda son muy similares.

Ando y cols. mencionaron en su artículo del año 1996 que las bacterias que habían podido sobrevivir después de la irradiación con el láser de Er:YAG podían haber sufrido un daño subletal, si bien el mecanismo exacto de estas alteraciones celulares aún no se conoce con exactitud. Esto también podría justificar el efecto bactericida -sobre determinadas bacterias periodontopatógenas- del láser de Er:YAG tras haberse aplicado bajos niveles de energía (Ando y cols. 1996).

Parece pues que todavía no se conocen a fondo los mecanismos por los cuales las bacterias mueren en seguida o bien sufren daños irreversibles que más tarde producirán su muerte. Lo que sí es cierto -especulaciones aparte- es que en nuestro estudio se ha contabilizado la muerte bacteriana que se ha ocasionado de entrada; el hecho de que pueda existir esta segunda vía de aniquilación bacteriana, mejoraría sin duda los resultados del efecto bactericida de los láseres.

#### **6.4.2. Efectos sobre las estructuras dentales**

Si seguimos la cronología del tratamiento endodóncico convencional, es bien conocido que una vez se ha instrumentado el conducto -ya sea mecánica o manualmente-, los túbulos dentinarios que se hallan en su interior quedan obliterados a causa de la formación de un barrillo dentinario. Este barrillo dentinario (smear layer en la terminología anglosajona) no es más que una capa microscópica formada por partículas de tejido calcificado, restos más o menos necrosados de material orgánico -como la pulpa dental-, bacterias y elementos sanguíneos (Sen y cols. 1995b).

Sin embargo no existe una unanimidad respecto al criterio de si el barrillo dentinario debe eliminarse o no. Por ejemplo los partidarios de su remoción, como Goldberg y Abramovich mantienen que la eliminación del barrillo dentinario supone como mínimo la eliminación de microorganismos y residuos orgánicos -presentes

en él- y además, al dejar permeables los túbulos dentinarios, permite que la solución desinfectante con la que se irriga el conducto principal penetre más profundamente en zonas donde pueden haber quedado bacterias acantonadas (Goldberg y Abramovich 1977).

Por otro lado, la eliminación del barrillo dentinario posibilita una mayor calidad del sellado -al dejar penetrar el sellador en el interior de los túbulos dentinarios (Kouvas y cols. 1998)-; esta mejora del sellado de las paredes del conducto supone además un impedimento de tipo físico a la circulación de las bacterias remanentes tanto en el sentido desde el conducto principal a los túbulos dentinarios como viceversa (Behrend y cols. 1996).

Una superficie libre de barrillo dentinario permite que los agentes selladores -como puede ser una resina epoxi como el Sealer 26- vean incrementada su capacidad de adhesión con la pared del conducto, y ello conlleva que exista una menor filtración (Sousa-Neto y cols. 2002). Este aumento de la adhesión -del cemento sellador a la dentina- consigue que disminuya la microfiltración coronal, hecho importante ya que ésta es una de las causas más frecuentes de fracaso endodóncico a largo plazo (Canalda y cols. 1999).

No obstante existen opiniones en contra de lo ahora expuesto. Por ejemplo, autores como Pashley y cols. creen que la eliminación del barrillo facilitaría la penetración de las bacterias en los túbulos dentinarios (Pashley y cols. 1992); también Gutiérrez y cols., indican que cuando se utiliza EDTA para eliminar el barrillo, el riesgo de producirse una recidiva aumenta si se produce una exposición accidental del conducto radicular a la cavidad bucal (Gutiérrez y cols. 1990).

Un matiz interesante a esta controversia es el ofrecido por Sen y cols., quienes dicen que la presencia del barrillo dentinario puede interferir en la

adhesión y penetración de los selladores que se introducen en el interior del conducto durante el proceso de la obturación definitiva; sin embargo recalcan que también se debe tener en cuenta que si el sellado de los túbulos no se ha realizado correctamente, aumentará el riesgo de reinfección de dichos túbulos dentinarios (Sen y cols. 1995b).

En el caso de que se quiera eliminar el barrillo dentinario existen distintas maneras de conseguirlo. Habitualmente se aplican soluciones siendo las más frecuentemente utilizadas las que contienen EDTA (Aktener y Bilkay 1993, Liolios y cols. 1997), ácido cítrico (Di Lenarda y cols. 2000), peróxido de carbamida al 15% (Stewart 1998), o combinaciones de EDTA y NaOCl (Kouvas y cols. 1998) que probablemente sería la más efectiva puesto que el EDTA eliminaría el material inorgánico del barrillo y el NaOCl haría lo propio con el componente orgánico.

De hecho, tanto el ácido cítrico, como el EDTA -al 3% o al 17%- si se usan al final de la instrumentación del conducto son eficaces para conseguir la eliminación del barrillo dentinario; de todas formas el EDTA produce una menor desmineralización que el ácido cítrico. Se aconseja la utilización de EDTA al 3% ya que es menos irritante para los tejidos periapicales que el del 17% (Garberoglio y Becce 1994).

Una de las posibles aplicaciones de los láseres en Odontología ha sido el tratamiento endodóncico; en este campo se ha pretendido que el láser pudiese convertirse en un complemento a alguna de las técnicas -o de los productos- que se usan de forma rutinaria en endodoncia, y en algún caso específico -si se demostraba que aporta ventajas significativas- hasta suplirlos. Por este motivo interesa en gran manera conocer los efectos -sobre las estructuras internas del

diente- de los distintos tipos de láser cuando se aplican durante un tratamiento endodóncico.

El efecto sobre la pared del conducto radicular -cuando se irradia desde el interior del mismo- difiere de entrada según el tipo de láser utilizado. Así el láser de Nd:YAG da lugar a una serie de modificaciones debidas principalmente al aumento de calor que se produce; ello da lugar a que la dentina cristalice y presente signos de fusión (Harashima y cols. 1997), y esto tiene como consecuencia el sellado de la parte de los túbulos dentinarios que está más próxima al conducto radicular quedando éste prácticamente obliterado (Liu y cols. 1997). En principio, el láser de CO<sub>2</sub> se comportaría de forma similar (Önal y cols.1993, Pashley y cols. 1992). Por el contrario la aplicación de los láseres de Er:YAG (Takeda y cols. 1998c, Schoop y cols. 2002) y ErCr:YSGG (Ishizaki y cols. 2004) producen un conducto libre de detritus y en el que además los túbulos dentinarios se hallan abiertos.

Takeda y cols. efectuaron un estudio comparativo para averiguar cómo quedaban las paredes de conducto radicular después de la aplicación de EDTA al 17%, ácido fosfórico al 6%, ácido cítrico al 6%, y dos tipos de láser: el de CO<sub>2</sub> y de el Er:YAG. Observaron que el EDTA al 17% no fue efectivo en la remoción del barrillo dentinario cuando se utilizaba al final del tratamiento. Tampoco los ácidos fosfórico al 6% y cítrico al 6%, usados al final de la instrumentación, eliminaron completamente el barrillo dentinario; además se debe tener en cuenta que producen una marcada desmineralización de la dentina. En cambio los láseres de CO<sub>2</sub> y de Er:YAG parecían ser más efectivos en la eliminación del barrillo dentinario. Mientras que con el láser de CO<sub>2</sub> se producían imágenes de fusión, carbonización, recristalización y glaseado de la superficie de la pared del conducto

radicular, en el caso del láser de Er:YAG no se apreciaban estas alteraciones (Takeda y cols. 1999).

Takeda y cols., demostraron que los láseres de argón, de Nd:YAG y de Er:YAG eran capaces de eliminar el barrillo dentinario si bien las superficies de los conductos presentaban un aspecto diferente en función del tipo de láser utilizado (Takeda y cols. 1998b). Los conductos irradiados con el láser de argón mostraban superficies con imágenes de fusión, libres de barrillo dentinario pero sin una apariencia uniforme. En cambio, las superficies que fueron tratadas con el láser de Nd:YAG mostraban en toda su superficie áreas de fusión, carbonización y recristalización, encontrándose en algunos casos el barrillo dentinario fundido en el interior de los túbulos dentinarios. Finalmente, con el láser de Er:YAG la superficie de las paredes del conducto estaba libre de barrillo dentinario, con los túbulos dentinarios abiertos y sin ningún tipo de imágenes sugerentes de carbonización ni de fusión (Takeda y cols. 1998a).

En cuanto a la utilización del láser de Er,Cr:YSGG en la desinfección del conducto radicular es importante valorar como queda la superficie interna de este conducto una vez ha sido irradiado. En nuestro estudio no se ha contemplado este aspecto pero sí que existen algunos trabajos que demuestran que, con unos parámetros similares a los utilizados en nuestro estudio, las paredes del conducto van a quedar libres de barrillo dentinario (smear layer) sin presentar signos ni de carbonización ni de fusión (Ishizaki y cols. 2004).

#### **6.4.3. Efectos sobre las estructuras periodontales**

Las posibles alteraciones que se pueden producir sobre las estructuras periodontales -en esta aplicación concreta de los láseres- estarán motivadas por el

incremento térmico que en ellas se pueda producir. Es por ello que la discusión, en este punto, se va a centrar en los aspectos relacionados con nuestro estudio sobre la medición del aumento de la temperatura registrada en la superficie radicular.

Todos los láseres, en mayor o menor cuantía, producen un aumento de temperatura -si se aplican sobre los tejidos dentales- que puede causar alteraciones morfológicas no deseadas; una de éstas son los "cracks" o pequeñas fisuras que ocurren durante el enfriamiento (Barkhordar y cols. 1990, Read y cols. 1995). Cuando se aplican en un tratamiento endodóncico, este aumento térmico debe producirse idealmente sólo en el interior y en las paredes internas del conducto radicular, pero no debe afectar a la parte externa de la raíz ya que podrían producirse lesiones en las estructuras que conforman el periodonto.

La cuantificación de los efectos térmicos, generados por un láser, sobre los tejidos se realiza mediante la medición del incremento de temperatura que se produce en éstos. Esta valoración se puede efectuar de tres formas diferentes: con termopares, con la pirometría de infrarrojos y también mediante la cámara de infrarrojos. La mayoría de los estudios se han realizado con el termopar ya que es el sistema más sencillo y tiene una gran fiabilidad (Bahcall y cols. 1992, Goodis y cols. 1993, Sweatman y cols. 2001) obteniéndose resultados concordantes con los que se han efectuado según el método de la termografía mediante una cámara infrarroja (Hibst y cols. 1997, Hibst y Keller 1998, Keller y cols. 1991).

Bahcall y cols. fueron los primeros en estudiar, en experimentación animal, el efecto del láser sobre los tejidos periodontales. Los resultados mostraron que los dientes irradiados sufrían una anquilosis -puesto que se producía una lisis del cemento- aunque cabe comentar que las potencias utilizadas eran excesivas que las potencias utilizadas eran excesivas (Bahcall y cols. 1992). Goodis y cols.

comentaron que un aumento mayor de 10°C ya era suficiente como para causar cambios en las fibras del ligamento periodontal, pudiendo llegar incluso a necrosarlas (Goodis y cols. 1993). Eriksson y Albrektsson observaron -en conejos- que se producían cambios óseos a una temperatura de 47°C mantenida durante 1 minuto. La temperatura que se ha obtenido en la superficie externa de la raíz -en nuestro estudio- en ningún caso ha superado los 10°C, incremento considerado como crítico para producir daño en las estructuras óseas (Eriksson y Albrektsson 1983). Por otra parte, según Cohen y cols., si el aumento térmico registrado en la superficie radicular es menor de 5°C, la probabilidad de dañar el ligamento periodontal y el hueso alveolar disminuye (Cohen y cols. 1996). Los resultados de nuestro estudio demuestran que en ningún caso se han sobrepasado los 10°C aunque cabe comentar que a 1W en los dientes de menor grosor sólo se producía un incremento medio de 3.84°C -con un máximo de 4.20°C-, manteniéndose por lo tanto dentro de los límites anteriormente citados. Respecto a la duración del incremento de la temperatura, a los 30 segundos de haber cesado la irradiación, en la mayoría de los casos sólo aumentaba en 1°C o máximo 2°C, y prácticamente a los dos minutos se volvía a las temperaturas basales iniciales.

En este estudio se ha valorado la temperatura siguiendo el método que ya emplearon otros autores como Barkhordar y cols. y Ramsköld y cols., es decir manteniendo el termopar y el diente entre los dedos, para de esta forma simular el ligamento periodontal con su microcirculación (Barkhordar y cols. 1990, Ramsköld y cols. 1997). En otros trabajos lo que se hizo fue mantener el diente incluido en agar (Bahcall y cols 1992, Goodis y cols. 1993) o también en alginato (Romero y cols. 2000). Cecchini y cols. introdujeron todo el diente en un baño maría -agua a una temperatura constante de 37°C- para así poder evaluar el aumento de

temperatura generado por dos láseres distintos, el de CO<sub>2</sub> y el de Er:YAG (Cecchini y cols. 1999).

El incremento térmico que se registra obviamente dependerá del grosor del diente estudiado tal como ya verificaron Romero y cols. (Romero y cols. 2000). A diferencia de otros estudios en los que han utilizado una sola clase de dientes -por lo general caninos (Farge y cols 1998, Cecchini y cols 1999)-, hemos seleccionado por una parte incisivos inferiores ya que éstos tienen una raíz muy delgada -y, por lo tanto, el espesor de su dentina será muy pequeño-, y por otra parte caninos para así evaluar dientes con mayor grosor de dentina. Como era de esperar, se han constatado diferencias relevantes entre ellos, ya que en los más delgados el aumento de temperatura fue superior respecto al registrado en los dientes de mayor grosor. Estos resultados son similares a los de Hibst y cols., quienes además -y basándose en esto- dieron una serie de recomendaciones, en función del grosor de la dentina de la raíz, referidas a cómo debía utilizarse el láser (Hibst y cols. 1996).

En este mismo sentido, los parámetros de utilización del láser (potencia, frecuencia, tiempo de aplicación), el tamaño de la fibra, la velocidad con que ésta se mueve una vez se ha introducido en el conducto radicular, el grosor de la raíz que se está tratando con el láser, fueron evaluados por Hibst y Keller con el fin de cuantificar el aumento de la temperatura producido cuando se utilizaba el láser de Er:YAG en el interior del conducto radicular (Hibst y Keller 1998).

Rizoiu y cols. estudiaron el aumento de temperatura que se registraba en la pulpa -tanto in vivo como in vitro- cuando se irradiaba con el láser Er,Cr:YSGG; demostraron que si se utilizaba el sistema hidrokintetic la temperatura se mantenía estable y, en algunos casos, llegaba a disminuir 2C° (Rizoiu y cols. 1998). Otros

estudios también han demostrado que el láser de Er:YAG con spray de agua no ocasiona un aumento de la temperatura pulpar (Mehl 1997, Hibst y Keller 1987).

Diferentes estudios han evaluado el aumento térmico registrado en la superficie del conducto radicular cuando se irradia desde su interior con un láser. Anic y cols. constataron que utilizando un láser de CO<sub>2</sub> -a 1W y durante 3 segundos- se inducía una media de incremento de 3.80°C mientras que con el láser de Nd:YAG -a 1W, a 20Hz y durante 3 segundos- el aumento medio era de 11.38°C (Anic y cols. 1996). Por su parte, Lan llegó a la conclusión de que el incremento de temperatura no excedía de 10°C cuando el Nd:YAG se utilizaba por debajo de los siguientes parámetros: 100mJ/pulso y por debajo de los 20 pulsos por segundo con una fibra óptica de 400 micras (Lan 1999). Farge y cols., con un láser de Nd:YAP han recomendado los siguientes parámetros para este tipo de láser: 200mJ (duración del pulso de 150ms) con una frecuencia de 10 Hz y durante 1 segundo con una fibra óptica de 200 micras (Farge y cols. 1998).

En cuanto al láser de Er:YAG, que es el más parecido al de Er,Cr:YSGG, los estudios de Cechini y cols. pusieron de relieve que -utilizado a 40 mJ y a 10 Hz durante un máximo de 11 segundos y con cuatro repeticiones con unos intervalos entre las diferentes repeticiones de 20 segundos- se producía un incremento térmico de sólo 2.20°C; en cambio si se aumentaba a 80 mJ, el aumento era de 3.98°C (Cecchini y cols. 1999). Las recomendaciones de Hibst y cols. para el láser de Er:YAG serían de 50 mJ con unas frecuencias de entre 6 Hz a 15 Hz en función del grosor del diente que se irradia (Hibst y Keller 1998).

En nuestro estudio con el láser de Er,Cr:YSGG se han utilizado unos tips de 200 micras. Estos tips tienen una pérdida de potencia de aproximadamente un 70%; así, cuando se estaba trabajando a 1W de potencia, dicha potencia no es la

real sino que debería corresponder a sólo 0.3W. Como siempre se trabajó a 20 Hz, la energía real por pulso utilizada fue de  $0.3W/20Hz = 0.015J$  ó 15mJ; ello significa que se estuvo trabajando con energías algo más bajas respecto a las del láser de Er:YAG.

No obstante las potencias eran parecidas ya que en ambos casos se utilizaron 0.3W. En el estudio de Hibst y Keller emplearon 50mJ a una frecuencia de 6Hz mientras que en el nuestro se usó 15mJ a una frecuencia de 20Hz.

$$50mJ \times 6Hz = 300mW = 0.3W$$

$$15mJ \times 20Hz = 300mW = 0.3W$$

Por otra parte el estudio de Schoop y cols., también hace referencia al incremento de temperatura que se produce con la irradiación de los diferentes láseres. El láser que genera un mayor incremento térmico es el de Er,Cr:YSGG (8.3°C a 1W y 8.7°C a 2W) mientras que tanto el de Diodo como los de Er:YAG y Nd:YAG presentan incrementos menores (Schoop y cols. 2004). En nuestro estudio con unos parámetros muy similares, los valores obtenidos a 1 W y 20 Hz durante 30 segundos fueron de media 3.84°C, con un intervalo de confianza (IC) del 95% de entre 3.48 y 4.20°C, mientras que a 2 W la media del aumento fue de 5.01°C, con un IC del 95% entre 4.51 y 5.50°C.

También cabe aducir que en el estudio de Schoop y cols. los valores obtenidos con Er:YAG, Nd:YAG y Diodo varían substancialmente si se aplica 1W o 2W (Tabla 63) mientras que el rango del incremento de temperatura en relación al Er,Cr:YSGG es muchísimo menor.

Tipo de láser	1W	1,5W
Diodo	4.9 ± 0.7°C	6.6 ± 0.2°C
Er:YAG	6.2 ± 0.3°C	8.5 ± 0.3°C
Er,Cr:YSGG	8.3 ± 0.7°C	8.7 ± 0.7°C
Nd:YAG	5.4 ± 0.6°C	8.2 ± 0.4°C

Tabla 63. Incremento temperatura según el tipo de láser (Schoop y cols. 2004).

En lo que estamos en total acuerdo con Schoop y cols. es que a 1W la desinfección que se obtiene es válida para el tratamiento actual en endodoncia. En nuestro caso recomendamos -en base a los resultados de nuestro estudio- la utilización de 1W durante un periodo total de 120 segundos; para ello realizaremos cuatro diferentes ciclos de irradiación, siendo cada uno de ellos de 30 segundos con intervalos de 15 segundos de espera.

A pesar de obtener unos mejores resultados con 2W y 30 segundos de irradiación no aconsejamos estos parámetros por las siguientes causas: en primer lugar porque durante la irradiación con 2W se produce un mayor incremento térmico que con 1W que, a pesar de no alcanzar los valores críticos, en los dientes de menor grosor podrían llegar a alcanzar valores muy cercanos a aquéllos. En segundo lugar porque durante la aplicación de la irradiación a 2W con la fibra de 200 micras, hemos podido observar algunas zonas de carbonización de la propia fibra. Esta carbonización podría afectar a la integridad de la fibra y por ello desaconsejamos su utilización. A pesar de ello en ninguno de los casos que hemos irradiado a esta potencia no se ha fracturado ninguna de las fibras que se han utilizado.

#### **6.4.4. Sinergia láser y desinfectantes**

Existen pocos estudios acerca de las posibles sinergias que se pueden producir con el láser y los desinfectantes que se utilizan de forma convencional durante los tratamientos de endodoncia. Cabría esperar que la acción conjunta de ambos incrementara el efecto bactericida sobre los microorganismos presentes en el interior del conducto radicular; sin embargo no hemos encontrado demasiadas referencias que avalen esta posible sinergia. Aún al contrario algunos estudios llegan a la conclusión que esta sinergia no es efectiva y que los resultados de la acción conjunta láser y desinfectante no son mejores que cada uno de ellos por separado.

En este aspecto Hardee y cols. combinan la irradiación con el láser de Nd:YAG (3W durante 1 minuto) con el hipoclorito sódico al 0.5% (mantenido durante 3 minutos en el interior del conducto) y comprobaron que esta estrategia no consigue resultados significativamente mejores a los que se obtienen solamente con el Nd:YAG o con el NaOCl por separado (Hardee y cols. 1994).

Por otra parte Kreisler y cols. comparan la efectividad de la irradiación -a diferentes potencias- del láser de diodo de 809nm con la irrigación con NaOCl al 5% conjuntamente con el H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> al 3% durante 2 minutos. En sus resultados se puede observar como la irrigación de los dos desinfectantes (NaOCl 5% y H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 3%) es más efectiva que la acción del láser a 1.5W. El efecto bactericida es similar cuando la potencia del láser se incrementa hasta los 3W, y superior cuando se aumenta hasta los 4.5W de potencia (Tabla 64).

	1,5W	3W	4,5W	NaOCl+H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	NaOCl+H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> +láser 3W
Log Kill	0.35	1.45	2.85	1.49	2.84
%	55.45%	96.43%	99.86%	96.74%	99.86%

Tabla 64. Resultados en logaritmos y en porcentajes del efecto bactericida del láser de diodo aplicado solo o conjuntamente con NaOCl 5% y H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> 3% (Kreiser y cols. 2003).

Kreiser y cols. ya indican que a pesar de que el máximo efecto térmico se obtiene con 4W, éste no es un parámetro ideal ya que en la mayoría de los casos la fibra presenta una gran destrucción. También reconocen que el estudio a microscopia electrónica efectuado después de las irradiaciones, tanto a 3 como a 4.5W, permite apreciar que se produce una severa carbonización de la dentina. A pesar de que mencionan que la asociación del irrigante con el láser puede mejorar el efecto bactericida, no se ha estudiado la asociación con potencias bajas del láser, como por ejemplo a 1.5W, donde cabría esperar que fuera una mejor solución que no utilizar una potencia excesiva como puede ser 3W (Kreiser y cols. 2003).

#### 6.4.5. Fibras y puntas utilizadas

En la zona terminal de las fibras, tanto de vidrio como en los tubos huecos, se inserta un adaptador que será el que se ponga en contacto con los tejidos diana. La mayoría de los láseres que son conducidos mediante fibras disponen de unas puntas (tips) que son realmente la zona de salida del haz de láser.

Los diámetros de estos tips pueden diferir de forma muy significativa y es importante conocer exactamente tanto su composición como su diámetro. En nuestro estudio hemos utilizado siempre el mismo tip que tiene un diámetro de 200 micras, aunque también existen otros para ser aplicados en endodoncia de 320 y

400 micras de diámetro. La importancia del diámetro del tip radica en que, debido a su pequeño calibre, pueden ser introducidos en el interior del conducto radicular. La longitud de estas puntas oscila entre 14 y 28mm.

Estos tips son de fibra de vidrio y transmiten toda la energía del haz en su punta. Se ha intentado diseñar algún tip especial con una terminación en forma de cono, para que de esta forma la liberación de energía se haga mayoritariamente en la porción lateral y no en la terminal (Shoji y cols. 2000).

Es necesario conocer el diámetro del tip, ya que de él dependerá la densidad de potencia y de energía que se utiliza en cada tratamiento. Así pues con diferentes tips e iguales parámetros de irradiación las densidades de energía o potencia variarán.

En los tips se produce una pérdida de energía importante; en el láser de Er,Cr:YSGG esta pérdida de energía puede llegar, en función del tipo de tip hasta el 70%, lo que indica que realmente sólo utilizamos un 30% de la energía que nos indica el panel de control. Así cuando se trabaja con la fibra de 200 micras a 1W -en el panel de control del aparato- la potencia real que sale por la punta del tip es de sólo 0.3W. Existen tablas que, en función del tip que se está utilizando, permiten aplicar un factor de corrección para conocer la potencia real a la que se está trabajando. De esta forma la potencia real es el resultado de multiplicar la potencia que indica el panel de control por el factor de corrección (Tabla 65). No obstante es más fiable la utilización de los medidores de potencia, ya que estos miden de forma exacta la potencia real en la salida del tip (Schoop y cols. 2004) .

Diámetro del tip	Factor de corrección.
200 micras	0.30
320 micras	0.60
400 micras	0.75

Tabla 65. Factor de corrección de los tips para endodoncia del láser Er,Cr:YSGG.

De esta forma:

A 1W a 20Hz y con un tip de 200 micras se produce una densidad de energía por pulso de  $47\text{J/cm}^2$ . Mientras que con iguales parámetros (1W 20Hz) pero con un tip de 400 micras la densidad de energía por pulso variará ( $11.94\text{ J/cm}^2$ ) ya que la superficie será mayor. Por lo tanto al aumentar la superficie del tip, utilizando parámetros similares, disminuirá de forma importante la densidad de energía.

Resulta muy difícil en muchos casos la comparación de los diferentes estudios sobre el mismo tema ya que se utilizan, por una parte, diferentes parámetros de emisión pero también se emplean distintos tips con superficies diferentes lo cual puede llevar a obtener resultados discordantes (Ando y cols. 1996).

En relación con nuestro estudio solamente hemos encontrado un trabajo similar sobre el efecto bactericida del láser de Er, Cr:YSGG que es el publicado por Schoop y cols. (2004).

En este trabajo, que es un estudio comparativo con diferentes láseres, han utilizado el tip de 400 micras y una potencia efectiva de 1W. En este caso la densidad de energía utilizada por pulso fue de  $11.94\text{ J/cm}^2$  que es más baja que la que nosotros hemos empleado en nuestro estudio ( $47\text{J/cm}^2$ ). Por lo tanto los

resultados obtenidos lógicamente van a diferir ya que se han utilizado distintas densidades de energía por pulso.

### **6.5. Discusión sobre la utilización de los diferentes tipos de láser en cirugía periapical**

Los distintos tipos de láser se han utilizado en cirugía periapical con objetivos diferentes tales como obtener el sellado de los túbulos dentinarios de la región del delta apical, desinfectar el cemento y la cavidad ósea residual -la que queda una vez se ha eliminado la lesión periapical-, mejorar la reparación tisular, etc. (Queral y cols. 2005).

El láser de CO<sub>2</sub> fue el primero en ser empleado en este tipo de cirugía, en concreto en el año 1988 (Miserendino y cols.1988) con la pretensión de obtener un buen sellado de los túbulos dentinarios y la esterilización de la zona irradiada.

Basándose en esta primera experiencia, Martínez y cols. investigaron, primero in vitro y posteriormente in vivo, la aplicación del láser de CO<sub>2</sub> para conseguir la desinfección de los túbulos dentinarios. En su estudio in vitro observaron que, a 10W, la capacidad de esterilización era de casi un 100%; no obstante, a 5W un alto número de muestras presentaban presencia y crecimiento bacteriano. Posteriormente aplicaron, in vivo, este láser de la siguiente forma: una vez se había efectuado el acceso quirúrgico a la región periapical y la cirugía apical en sí -apicectomía, cavidad apical retrógrada y exéresis de la lesión periapical- procedían a irradiar el interior de la caja de obturación retrógrada, el cemento radicular y las paredes de la cavidad ósea residual. Los parámetros de uso fueron 10W de emisión continua con un spot de 0.25mm. Para comprobar el efecto desinfectante del láser tomaron muestras para cultivo bacteriano antes y

después de la irradiación. Comprobaron que todas las muestras pre-irradiación mostraban crecimiento bacteriano; en cambio, las obtenidas después de la irradiación presentaban crecimiento bacteriano en un 40% cuando el cultivo se había efectuado en medio aerobio (esterilidad del 60%) y de un 35.3% si el medio era anaerobio (esterilidad del 64.7%). Éstos eran los resultados apreciados en una lectura hecha a las 24 horas; sin embargo, en lecturas posteriores hubo más crecimiento bacteriano, situándose la esterilidad real conseguida sólo en un 35.5% (Martínez y cols.1998). Así, puede deducirse que la utilización del láser de CO<sub>2</sub>, en las condiciones descritas, no es capaz de obtener una desinfección adecuada del territorio periapical, conclusión a la que también han llegado otros estudios (Friedman y cols. 1991a, Friedman y cols. 1991b, Kimura y cols. 2000).

Otros autores como Bader y Lejeune han aplicado el láser de CO<sub>2</sub>, en esta faceta, con la intención de mejorar el proceso de reparación tisular. Los parámetros empleados fueron: 3W en modo continuo durante 5 segundos, simulando movimientos de barrido, para las estructuras exteriores al conducto radicular, mientras que la dentina fue irradiada con sólo 1W. Se trataba de un estudio clínico sobre 320 pacientes tras el cual pudieron constatar que no se apreciaban diferencias estadísticamente significativas entre los grupos tratados con láser y los que no; en esta experiencia se comprobó que los mejores resultados se conseguían con la utilización de ultrasonidos (Bader y Lejeune 1998).

Referente a la utilización del láser de Nd:YAG, el objetivo primordial ha sido conseguir un mejor sellado radicular, aprovechando su capacidad de producir una fusión y una recristalización de la superficie de la dentina (Levy 1992, Wong y cols. 1994, Maillet y cols. 1996). Los resultados en general son satisfactorios aunque se

ha comprobado que si con este mismo láser se efectúa la apicectomía, el proceso de curación de los tejidos se retrasa (Stabholz y cols. 1992).

Con el láser de Er:YAG se han realizado estudios in vitro que han puesto en evidencia que es posible realizar el corte del ápice sin que se presenten fenómenos de fusión o de carbonización de la zona irradiada (Paghdwala 1993). Por su parte, Camargo y cols. demostraron que en los cortes de dentina realizados con el láser de Er:YAG no se observa ni detritus ni barrillo dentinario; esto les permite indicar que para efectuar la apicectomía y la caja de obturación retrógrada, este láser ofrecería más ventajas que la utilización de una fresa diamantada a alta velocidad (Camargo y cols. 1998). Además si se realiza la apicectomía con el láser de Er:YAG los túbulos dentinarios quedan abiertos; esto puede aumentar la capacidad de adhesión de los materiales empleados en la obturación retrógrada, lo que repercute finalmente en conseguir una disminución de la filtración apical y un mejor sellado apical (Komori y cols. 1997a).

Asimismo este láser se ha usado para efectuar la ostectomía, si bien no se han demostrado diferencias significativas cuando se le compara con la técnica convencional, es decir, con la pieza de mano y fresa redonda de carburo de tungsteno a baja velocidad (Komori y cols. 1997b).

También existen estudios clínicos que demuestran que con el láser de Er:YAG se consigue mejorar el postoperatorio al reducirse el dolor y el edema (Komori y cols. 1997a, Komori y cols. 1997b) aunque como inconveniente se cita que requiere mayor tiempo respecto a las técnicas consideradas como convencionales (Kimura y cols. 2000).

Hay que mencionar finalmente el estudio -más bien es un seguimiento-clínico de tres años de duración de Gouw-Soares y cols. quienes utilizaron tres

tipos de láser para efectuar una cirugía periapical. Así, con el láser de Er:YAG hacían la ostectomía y la resección del ápice; con ello lograban un cierto efecto desinfectante y evitaban la producción de barrillo dentinario en la superficie del nuevo ápice. Después utilizaban el láser de Nd:YAG con la finalidad de sellar y esterilizar los túbulos dentinarios. Además para facilitar todo el proceso de reparación y obtener un mejor postoperatorio aplicaban el láser de Ga-Al-As. Mencionan que el paciente fue controlado tres años durante los que se mantuvo asintomático (Gouw-Soares y cols. 2001), pero desgraciadamente –al ser un sólo caso clínico- no es posible extraer ningún tipo de conclusión.

Debemos mencionar que en la literatura no hay ninguna referencia del láser de Er,Cr:YSGG en cirugía periapical aunque probablemente valdría todo lo expuesto para el láser de Er:YAG debido a la similitud existente entre ambos.

No obstante lo que se ha propuesto en la justificación de este trabajo de tesis doctoral es la posibilidad de utilizar el láser de Er,Cr:YSGG -en este caso fundamentalmente por su acción bactericida- en aquellas situaciones en las que, en una misma sesión, se deba hacer el tratamiento endodóncico por vía ortógrada y la cirugía periapical. No hay ninguna referencia ni ningún estudio sobre esta posible aplicación clínica.

Los resultados obtenidos permiten suponer que el láser de Er,Cr:YSGG -utilizando unos parámetros que son 1W en 4 sesiones de 30 segundos cada una y espaciadas entre sí 15 segundos- puede ser un muy buen sustituto del hipoclorito sódico al 0.5% y un aceptable sustituto del hipoclorito sódico al 5%.

Secuencialmente en primer lugar debería abrirse un campo quirúrgico para abordar la región periapical; acto seguido se efectuaría la exéresis de la lesión periapical y el legrado de las paredes de la cavidad ósea residual, para

posteriormente realizar la apicectomía y ensanchar la porción apical del conducto radicular mediante ultrasonidos. Es en este momento, aún con el campo quirúrgico abierto, cuando debería procederse a efectuar el tratamiento endodóncico por vía ortógrada. La irrigación con hipoclorito -en tales condiciones- supone un peligro evidente, sobre todo a la concentración del 5%, para los tejidos expuestos, y una más que probable vulneración de los principios de asepsia que siempre deben regir las intervenciones de Cirugía Bucal. El empleo, en estos casos, del láser de Er,Cr:YSGG estaría indicado para obtener la desinfección del conducto radicular con una eficacia similar a la del hipoclorito y además evitando sus posibles inconvenientes.