

**UNIVERSIDAD DE SEVILLA**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología



**TESIS DOCTORAL**

**ESTUDIO PROSPECTIVO DEL LÁSER 532NM  
VERSUS LÁSER DE DIODO 980NM EN  
LA EXÉRESIS DE LESIONES HIPERPLÁSICAS EN LA  
CAVIDAD ORAL**

PATRICIA BARGIELA PÉREZ

Sevilla, 2015

*A Jorge por ser mi mitad,  
a mis extraordinarios padres y hermano,  
a mis amigos,  
lo más grande de mi vida sois vosotros.*

*“Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor, la electricidad y la energía  
atómica, LA VOLUNTAD”*

*(Albert Einstein 1879-1955)*

## **AGRADECIMIENTOS**

Me gustaría agradecer a todas las personas que de manera directa o indirecta me han ayudado a sacar adelante este trabajo de tesis.

A mis padres, por su infinita generosidad, su incondicionalidad y por apoyarme siempre en todos mis proyectos ofreciéndome todo lo que estuviera en sus manos y más...sois el mejor espejo en el que uno se puede mirar. Mi mayor deseo es que algún día mis hijos sientan el amor y el orgullo que yo siento hacía vosotros como padres. Las palabras nunca serán suficientes para testimoniar mi agradecimiento.

Una mención especial a mi madre, no estaría escribiendo estás líneas si no fuera por la perseverancia y el esfuerzo que ella me ha inculcado desde que tengo uso de razón, enseñándome que aunque a veces uno cree que no puede más si pone fuerza de voluntad, trabajo y lo desea de verdad, es capaz de conseguir todo lo que se proponga. Gracias por tus sabios consejos, las dos sabemos que hoy estoy escribiendo estás líneas gracias a ti.

A Jorge, por que es el mejor compañero de vida que podría tener. Gracias por tú paciencia, por tus ánimos, por tus correcciones y por acompañarme en los momentos de crisis y de felicidad, sin tú ayuda este proyecto no se hubiera podido concluir. Pero por encima de todo, agradecerte que me hagas tan feliz.

A José Luis Gutiérrez por abrirme las puertas al mundo de la Cirugía Bucal con tanta generosidad.

A Daniel Torres por su constante estímulo científico y disponibilidad a lo largo de este trabajo.

A M<sup>a</sup> Ángeles, por sus buenos consejos y cariño con los que siempre puedo contar.

A Marisa Heras, por ser una de esas personas con las que te sorprende gratamente la vida y sabes que ya no puedes dejar que salgan de ella jamás, gracias por compartir conmigo, por tú fuerza y ánimos, pero sobre todo gracias por tú amistad.

A Blanca Loscertales, por siempre estar ahí de manera incondicional, gracias por tú ayuda en este proyecto y por la amistad verdadera que me brindas día a día.

A Isabel Saez, Gerd Volland y Martin Jogersen por introducirme en el apasionante mundo del láser y por compartir conmigo no solo vuestros conocimientos, sino vuestra amistad.

Al Servicio de Cirugía Bucal y Maxilofacial del HUVR, a los profesores del Master de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla, personal auxiliar y alumnos por su compañerismo y ayuda siempre que se necesito, muy en especial a Rosa Díaz por involucrarse con tanto cariño en este proyecto.

Al Prof. Dr. José María Sada, por ser mi primer maestro y enseñarme a amar la Cirugía Bucal.



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
Departamento de estomatología  
C/ Avicena s/n  
Sevilla

DOCTOR GUTIÉRREZ PÉREZ, JOSÉ LUIS, Doctor en Medicina y Cirugía y  
Profesor Titular Vinculado del Departamento de Estomatología.

DOCTORA SERRERA FIGALLO, M<sup>a</sup> ÁNGELES. Doctora en Odontología y  
Profesora Asociada del Departamento de Estomatología.

CERTIFICAN:

Que el trabajo titulado “Estudio prospectivo del láser 532nm versus láser de diodo 980nm en la exéresis de lesiones hiperplásicas en la cavidad oral” desarrollado por D<sup>a</sup> Patricia Bargiela Pérez, ha sido realizado bajo nuestra dirección, habiendo los que suscriben revisado el mencionado trabajo y estando conformes con su presentación como Tesis Doctoral para ser juzgado por el Tribunal que en su día se designe.

En Sevilla, y para que así conste y a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado a 18 de Febrero de 2015.

Fdo: José Luis Gutiérrez Pérez

Fdo: M<sup>a</sup> Ángeles Serrera Figallo

## ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>7</b>
<b>1.1.- LÁSER EN CIENCIAS DE LA SALUD.....</b>	<b>7</b>
1.1.1.- Historia evolutiva del láser.....	7
1.1.2.- Definición. Principios físicos de la luz láser.....	16
1.1.3.- Componentes del láser y parámetros .....	23
1.1.4.- Interacción del láser con los tejidos.....	25
1.1.5.- Láser en Odontología .....	41
1.1.6.- Láser en Cirugía Bucal .....	58
1.1.7.- Aplicaciones quirúrgicas del láser de Diodo (980 nm) y el Láser KTP (532nm ).....	67
1.1.7.1.- Láser de diodo de 980 nm .....	67
1.1.7.2.- Láser de o 532 nm, KTP o Green laser.....	69
<b>1.2.- LESIONES HIPERPLÁSICAS EN LA MUCOSA YUGAL .....</b>	<b>71</b>
<b>2. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN.....</b>	<b>85</b>
<b>3. HIPÓTESIS DEL TRABAJO. OBJETIVOS .....</b>	<b>87</b>
<b>4. MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>90</b>
<b>4.1.- DISEÑO DEL ESTUDIO .....</b>	<b>90</b>
<b>4.2.- POBLACIÓN DEL ESTUDIO.....</b>	<b>90</b>
<b>4.3.- CRITERIOS DE INCLUSIÓN .....</b>	<b>91</b>
<b>4.4.- CRITERIOS DE EXCLUSIÓN .....</b>	<b>91</b>
<b>4.5.- CONSIDERACIONES ÉTICAS.....</b>	<b>92</b>
<b>4.6.- MATERIALES EMPLEADOS PARA EL ESTUDIO.....</b>	<b>93</b>
4.6.1.- Material quirúrgico .....	93
4.6.2.- Material físico .....	94
<b>4.7.- IDENTIFICACIÓN DEL PACIENTE.....</b>	<b>97</b>
<b>4.8.- PROTOCOLO QUIRÚRGICO .....</b>	<b>98</b>
4.8.1.- Preparación y cuidados en el uso del láser.....	98
4.8.2.- Protocolo Quirúrgico de Actuación.....	100
4.8.3.- Toma de la muestra.....	105
4.8.4.- Cuidados Postoperatorios.....	105
<b>4.9.- ENTREGA DE CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS .....</b>	<b>106</b>
4.9.1.- Visita de seguimiento 0 .....	108
4.9.2.- Visita de seguimiento 1 y Visita de seguimiento 2 .....	108
4.9.3.- Visita de seguimiento 3 .....	109
4.9.4.- Situaciones adversas. hojas de desviación de protocolo .....	109
<b>4.10.- MANEJO DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....</b>	<b>111</b>
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>112</b>
<b>5.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA .....</b>	<b>112</b>
5.1.1.- Datos Demográficos .....	112
5.1.1.1.- Sexo.....	112
5.1.1.2.- Edad.....	113

5.1.1.3.- Tipo de lesión .....	113
5.1.1.4.- Lado de la lesión.....	113
5.1.1.5.- Fumadores.....	114
5.1.1.6.- Sangrado introperatorio.....	115
5.1.1.7.- Sutura.....	116
<b>5.2.- COMPARABILIDAD DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO .....</b>	<b>116</b>
5.2.1.- Tipo de láser .....	116
5.2.2.- Tipo de láser y Potencia .....	117
5.2.3.- Tabaquismo y Potencia .....	117
5.2.4.- Tipo de láser y Sutura .....	118
5.2.5.- Tipo de láser y Tiempo .....	119
<b>5.3.- EFECTO DEL TIPO DE LÁSER SOBRE LAS VARIABLES RESPUESTA .....</b>	<b>119</b>
5.3.1.- Tipo de láser y Evolución del Dolor en la escala EVA.....	119
5.3.2.- Tipo de láser y Evolución del grado de Dolor .....	121
5.3.3.- Tipo de láser y Evolución de la Inflamación en la escala EVA .....	122
5.3.4.- Tipo de láser y Evolución del grado de Inflamación.....	123
5.3.5.- Tipo de láser y Evolución de la cicatrización .....	125
5.3.6.- Tipo de láser y Evolución de la toma de medicación.....	126
<b>6. DISCUSIÓN .....</b>	<b>138</b>
<b>6.1.- INTRODUCCIÓN A LA DISCUSIÓN .....</b>	<b>138</b>
<b>6.2.- DISCUSIÓN ESTUDIO CLÍNICO .....</b>	<b>139</b>
6.2.1.- Muestra y Modelo del Estudio Clínico.....	139
6.2.2.- Metodología del Estudio Clínico .....	142
6.2.3.- Elección de los láseres para el estudio .....	142
6.2.3.1.- Diseño de las visitas y seguimiento para el estudio .....	146
<b>6.3.- DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO CLÍNICO.....</b>	<b>147</b>
6.3.1.- Discusión de la descripción de la muestra .....	147
6.3.2.- Comparabilidad de los grupos de estudio.....	148
6.3.3.- Efecto del tipo de láser sobre las variables respuesta.....	149
6.3.3.1.- Discusión Tipo de láser y Evolución del grado de Dolor .....	149
6.3.3.2.- Discusión Tipo de láser y Evolución de la cicatrización .....	151
6.3.3.3.- Discusión Tipo de láser y Evolución de la Inflamación en la escala EVA .....	154
6.3.3.4.- Discusión tipo de láser y Evolución de la toma de medicación .....	155
<b>6.4.- LINEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN .....</b>	<b>156</b>
<b>7. CONCLUSIONES .....</b>	<b>158</b>
<b>8. RESUMEN .....</b>	<b>160</b>
<b>9. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>161</b>
<b>10. ANEXOS .....</b>	<b>177</b>
<b>11. ACREDITACIONES.....</b>	<b>225</b>

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1.- LÁSER EN CIENCIAS DE LA SALUD

### 1.1.1.- Historia evolutiva del láser

Desde que Maiman el 7 de Julio de 1960 anunció oficialmente el funcionamiento del primer láser (1), esta tecnología se ha vuelto omnipresente. Actualmente pueden encontrarse en muchas aplicaciones de nuestra vida diaria, como la electrónica, la industria, la tecnología o en el sector militar, etc.

Los láseres se han empleado en múltiples profesiones, llegando también al campo de la Medicina. En la actualidad son pocas las especialidades médicas que no se ven beneficiadas de la aplicación de esta fuente luminosa, resultando rutinaria en algunos tratamientos e imprescindible su uso (2). La Odontología tampoco ha sido ajena a los avances de esta tecnología.

Para comprender las propiedades y sus usos, es imprescindible conocer su historia y cómo se fue desarrollando esta fuente lumínica (3). Como sabemos la luz forma parte de nuestra vida y el láser es una fuente de luz. En toda su historia el hombre se ha ido favoreciendo de los beneficios que ésta aportaba. Para el hombre primitivo, el descubrimiento del fuego fue importante no solo para refugiarse del frío y empezar a cocinar, sino sobre todo para vencer el miedo que tenían a la oscuridad. Con el tiempo, el hombre primitivo entendió que el cambio en la luz se relacionaba con los cambios de estación, el frío, el calor y gracias a éstos comenzaron a surgir las cosechas (4).

Más adelante, los egipcios observaron que algunas pociones vegetales podían ser activadas con la luz y poseían efectos curativos, como los utilizados en el tratamiento de la leucodermia. Realmente el efecto que se producía era causado por la acción que originaban los rayos ultravioleta Tipo A.

Los antiguos griegos entendieron que el sol poseía capacidades revitalizantes para el cuerpo, realizando por ello tratamientos que denominaron helioterapia (5).

Pero hubo que esperar hasta 1901 para comenzar a entender realmente cuáles eran las propiedades y los principios físicos de la luz. Fue en ese año cuando Planck (1858-1947) comenzó a hablar de la mecánica cuántica. Hasta el momento sólo se estudiaba el comportamiento de la luz, pero no como ésta se generaba. Max Planck estudio la relación entre radiación, frecuencia y temperatura ( $E = h \times f$ ) (6)

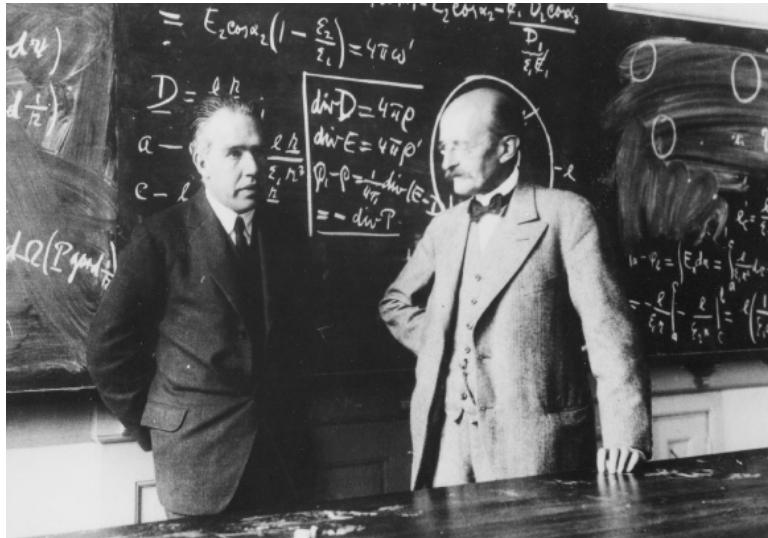


Figura 1.1 Niels Bohr (izquierda) y Max Planck (derecha) en 1930 (5).

En 1913, Niels Bohr (Figura 1.1) describió el átomo y los electrones como los conocemos en la actualidad, sin embargo, fue Einstein el primero que habló acerca de la emisión estimulada o inducida de la luz y que serviría unos años después como la base de los postulados teóricos de la tecnología láser (5).

En 1916, Albert Einstein (1879-1955) estudió el comportamiento que tenían los electrones en el interior de los átomos previendo la posibilidad de estimularlos, para que éstos emitiesen luz, en una longitud de onda determinada.

Gracias a estos postulados teóricos de Einstein y junto a las teorías de Max Planck, entre ambos consiguieron elaborar los fundamentos teóricos imprescindibles para obtener el desarrollo de los láseres y de sus predecesores, los máseres, que emitían en microondas (Figura 1.2).





Figura 1.2. Albert Einstein (derecha) recibiendo una medalla por parte de Max Planck (izquierda) en 1929 (5).

Años después, durante la Segunda Guerra Mundial, diversos científicos se comprometieron en el desarrollo de equipos con radares movidos por motivos bélicos. En la experimentación de éstos dispositivos de radar, lograron prototipos que eran capaces de ampliar el espectro de las microondas por medio de la emisión estimulada de radiación (7). Por esa misma época, varios físicos estaban a su vez analizando la posibilidad de producir la amplificación de la emisión estimulada de radiación en longitudes de onda mucho más corta que las obtenidas por los microondas.

El trabajo más conocido en el desarrollo del láser, se llevó a cabo en la Universidad de Columbia (Nueva York) en 1950. En dicha universidad se realizó una considerable investigación sobre espectroscopia de frecuencia de radio de la mano de un grupo de investigadores encabezado por Charles Hard Townes, y los estudiantes de postgrado James P. Gordon Gould y Herbert J. Zeiger. El resultado obtenido fue experimentar la posibilidad de amplificar las microondas mediante un oscilador que generaba una excitación de las moléculas de amoniaco que llevaban en su interior (Figura 1.3) .



Figura 1.3 Charles Hard Townes (izquierda) y James Gordon (derecha) en 1954, con el segundo máser en la Universidad de Columbia (5)

De esta forma nacía el MASER (*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation*), o lo que es lo mismo, la “Amplificación de Microondas por medio de la Emisión Estimulada de Radiación”. Éste fue el precursor fundamental de

los principios físicos del láser, sin embargo, lo que estos científicos no consiguieron alcanzar mediante su dispositivo Máser fue que trabajara con una onda continua (5).

A partir de todo esto, numerosos físicos comenzaron a investigar otras zonas del espectro electromagnético, en especial las longitudes de onda que se encontraban en la franja de luz infrarroja y la franja visible.

Dos científicos de la Unión Soviética, Nikolái Básov y Aleksandr Prójorov, del Instituto Lebedev en Moscú, trabajaron de manera independiente siguiendo los principios desarrollados por los científicos de la Universidad de Columbia, logrando obtener un máser de salida de luz continua que utilizaba más de dos niveles de energía, justo lo que le faltaba al máser del Prof. Townes para que fuera efectivo. Éstos establecieron contacto con los norteamericanos de la Universidad de Columbia para enseñarles sus avances (Figura 1.4) (4).



Figura 1.4. Nikolaj Gennadievuc Basov (izquierda), Charles Hard Townes (centro) y Aleksandr Michailovic Prokhorov (derecha) en la Unión soviética, 1964 (5).

Debido a que estos científicos soviéticos lograron la emisión de onda continua junto con el máser desarrollado por el equipo de la Universidad de Columbia del Prof. Charles H. Townes, son estos tres científicos a los que se les reconoce como

los inventores del láser, del cual obtuvieron la patente en 1960. No obstante, detrás de esta historia, hubo una gran controversia sobre quién fue realmente el inventor del láser tal como veremos a continuación.

Fue Gordon Gould, discípulo de Charles H. Townes en la Universidad de Columbia, quien sugirió por un lado el bombeo del medio a través de colisiones a nivel atómico (lo que conocemos actualmente como láser) y, por otro lado, quien anticipó varias de las aplicaciones potenciales que el láser podría tener en medicina e ingeniería, augurando pues las posibilidades que podría llegar a tener semejante ingenio (8).

Gordon Gould anotó su análisis y propuso algunas aplicaciones en su libreta de laboratorio bajo el encabezamiento “Cálculos aproximados sobre la viabilidad de un LASER: Amplificación de Luz por Emisión Estimulada de Radiación”. Éste fue por tanto el primer uso que se registró de este acrónimo, LASER (4). El cuaderno de Gould fue entonces el primer manual para la construcción de un láser viable y, considerando la importancia de lo que tenía entre manos, lo llevó a una notaría para tener su trabajo certificado ante notario.

Charles Hard Townes y Arthur L. Schawlow, comenzaron su investigación en los laboratorios Bell y publicaron el primer artículo científico que describe un láser en diciembre de 1958. Mientras, Gordon Gould, creyendo erróneamente que tenía que construir un prototipo del láser para solicitar su patente, perdió varios meses en el desarrollo del prototipo hasta la presentación de dicha solicitud. En este valioso tiempo para Gould, su mentor, Charles H. Townes, quien a su vez había leído todas sus anotaciones, presentó con los otros dos científicos soviéticos la solicitud de la patente, y como ya hemos descrito anteriormente, la obtuvieron en 1960 (2).

Desde entonces, Gordon Gould frustrado por su falta de reconocimiento, mantuvo un proceso judicial casi continuo para intentar demostrar que la idea del láser óptico era suya y las patentes emitidas sobre este tema hasta el momento le pertenecían. La patente que solicitó en 1959 le fue aceptada en 1977, sin embargo, no empezó a cobrar derechos de autor hasta 1988, cuando la Oficina de Patentes finalmente admitió su demanda por la invención del láser de bombeo óptico.

A finales de los 80, el láser era de uso común en productos de entretenimiento doméstico, fabricación de automóviles, cajas registradoras para los comercios, etc..

En 1991, Gordon Gould, fue introducido en el *National Inventors Hall of Fame* pero la controversia sobre la autenticidad del creador del láser le persiguió toda su vida, hasta que falleció en el 2005 en la ciudad de Nueva York (8, 9 ,10).

A partir de aquí, las investigaciones comenzaron a centrarse en la construcción de otros modelos de láseres. Al principio, el progreso fue lento.

El primer láser que usó como medio activo un rubí sintético se desarrolló en junio de 1960, en los laboratorio de *Hughes Aircraft Corporation* (Malibú, California) por Theodore H. Maiman (1927 - 2007), director del Departamento de Electrónica Cuántica (Figura 1.5).



Figura 1.5. Theodore Harold Maiman en 1967 (5).

Hasta los años 60 los máseres y los láseres eran considerados únicamente de interés militar. Con el láser se fabricaron los sistemas de puntería y con el máser se realizaron los radares. Por todo esto, no fue casualidad que *Hughes Corporation*

fuera un proveedor bélico del ejército y de la aeronáutica estadounidense. Ésta misma fue la razón por la que hubo un retraso en la realización de láseres destinados al uso civil. Lo que ocurrió ciertamente después de las prácticas de Maiman, fue una gran difusión acelerada de estos aparatos (11, 12).

En 1961 se descubrieron dos nuevos tipos de láser, que funcionaban por bombeo óptico, pero el material activo era producido por vapor de Celsio en vez de amoníaco o rubí. En 1962 se fabricó el primer láser de diodo (con medio activo de Arsenio de Galio) que emitía mediante infrarrojos.

En 1964 autores como Stern y Sognaes iniciaron los estudios para la utilización del láser en Odontología. Los primeros láseres utilizados fueron los de rubí, que eran extremadamente térmicos, por lo que carbonizaban la dentina y el esmalte. Tanto fue así, que estos investigadores emitieron un juicio negativo para su utilización en Odontología puesto que en esta época la interacción de los láseres con los tejidos no eran muy claras, siendo el láser de rubí muy efectivo en tejidos blandos y no en duros como el esmalte y dentina (4).

Ese mismo año 1964, Townes, Basov y Prójorov compartieron el Premio Nobel de Física por los trabajos fundamentales en el campo de la electrónica cuántica, los cuales condujeron a la construcción de osciladores y amplificadores basados en los principios de los máser-láser (2, 11).

Los estudios posteriores de Loben (1968) sobre la acción del láser de CO<sup>2</sup> (láser formado por un medio activo gaseoso de dióxido de carbono) en esmalte y dentina comenzaron a dar algunos resultados más alentadores, pero se encontraban lejos de poder ser utilizados de una manera segura. Por tanto, durante muchos años, se creyó que el láser no sería viable para su uso en el tejido dentario ya que afectaría la vitalidad de los dientes (11).

En 1974, comenzaron a utilizarse los primeros láser YAG (estos tienen un medio activo sólido de Itrio, Aluminio y Granate) y las cosas comenzaron a cambiar. Los estudios sobre el laser ND.YAG( acrónimo del inglés *neodymium-doped yttrium aluminium garnet*) influenciaron los veinte años siguientes en el campo Odontológico. Se creyó que este tipo de láser era el mejor para su utilización en

Odontología hasta que en los años 80 comenzó a utilizarse también el láser de CO<sup>2</sup> tras haberse observado que su longitud de onda (de 10.600 nm) era muy bien absorbida por el esmalte (2, 12).

En 1988 la *Food and Drug Administration of America* (FDA) autorizó el uso del láser de CO<sup>2</sup> en Cirugía Bucal. La capacidad del CO<sup>2</sup> para favorecer la hemostasia durante la ablación de los tejidos duros tuvo su primera aplicación en la cirugía periodontal por cuenta de Pick en 1985 (13). La técnica demostró ser útil en los pacientes con alto riesgo hemorrágico.

Pero no fue hasta finales de los años 80 cuando sucedió la verdadera revolución en la tecnología láser con la creación del láser ER:YAG (láser en estado sólido formado por Erbio, Itrio, Aluminio y Granate) . Las investigaciones conducidas en Ulm (misma ciudad donde nació Einstein) por Hibst y Keller destacaron la posibilidad de utilizar esta longitud de onda en forma favorable sobre los tejidos duros tanto para incidir como para ablasionar. Fue el primer láser que nació para uso médico exclusivamente. Su interacción selectiva con el agua lo convertía útil tanto para el campo dentario como dermatológico, abriendo toda una serie de aplicaciones terapéuticas (11).

En 1990 se aprueba el uso de láser ND:YAG. Años después aparece el láser ER:YAG y en 1999 la FDA lo aprueba para su uso en Cirugía Bucal. El láser de diodo es uno de los láser por excelencia en el tratamiento de la exéresis de los tejidos blandos de la cavidad bucal, y queda aprobado en 1995 por la FDA (13). El resto está ya vigente en la actualidad, apareciendo láseres como el KTP también llamado láser verde o de 532 nm, láser de Alejandrita, etc.

Desde sus comienzos la tecnología láser ha sido empleada en todos los campos de la Medicina, siendo una opción tanto para realizar tratamientos como para diagnosticar. La utilización de la terapéutica láser en el campo de la Cirugía Bucal es un hecho habitual que viene desarrollándose desde hace años.

La investigación continua y la aparición de esta tecnología de amplio potencial ha permitido un desarrollo muy rápido de la misma con desempeños imprevistos en

cuanto a la difusión, incluso para aquéllos que especulaban previsiones más simples con esta tecnología.

Si nos paramos a pensar por un momento, en nuestra vida cotidiana el uso del laser se encuentra presente desde el momento que escuchamos música en un CD, imprimimos un documento o lo guardamos, mientras nos están leyendo un código de barras en cualquier comercio, etc. Es obvio que esta tecnología se encuentra inmersa en un amplio presente y, sin duda alguna, en un apasionante e inquietante futuro.

### **1.1.2.- Definición. Principios físicos de la luz láser**

La palabra láser es un acrónimo que responde a los vocablos ingleses *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* o en su traducción al español, Luz Amplificada por Emisión Estimulada de Radiación, es decir, amplificación de la luz mediante el fenómeno de la emisión estimulada de radiación.

El láser es una radiación luminosa electromagnética, que puede encontrarse en la parte visible o invisible (infrarrojo o ultravioleta) del espectro (14).

El principio de la tecnología láser parte de la base de que un átomo puede ser transformado desde su estado energético normal a una fase de energía superior por medio de la energía electromagnética (15). Este fenómeno se basa en fundamentos teóricos postulados por Albert Einstein en 1916 (16).

Durante este estado, el átomo es inestable y para volver a la normalidad emite espontáneamente un fotón que excitará a otro átomo, y así sucesivamente, originándose una reacción en cadena. Esto no sucede si una corriente eléctrica u otro láser no actúa sobre un medio activo para estimularlo. La principal utilidad práctica de la radiación láser, reside en que concentra un gran número de fotones por unidad de superficie en un solo punto, produciendo un gran acúmulo de energía que deriva en luz (17).

Veamos a continuación, todas sus propiedades para poder comprenderlas:



## Luz, amplificación y estimulación

La luz (del latín lux, lucis) es la clase de energía electromagnética radiante que puede ser percibida por el ojo humano. Si bien se considera como luz a aquellas longitudes de onda capaces de ser captadas por el ojo humano, en el sentido amplio de la palabra abarca todas las radiaciones electromagnéticas, comprendiendo tanto la luz visible como la no visible sea infrarroja o ultravioleta (18).

El término luz por lo tanto incluye el rango entero de radiación, conocido como el espectro electromagnético. Se define como espectro electromagnético, a la distribución energética del conjunto de las ondas electromagnéticas (7).

Si nos referimos a la luz con un objeto, se denomina espectro electromagnético o simplemente espectro a la radiación electromagnética que emite (espectro de emisión) o absorbe (espectro de absorción) una sustancia. Los espectros se pueden observar mediante espectroscopios que además de permitir observar el espectro, permiten realizar medidas sobre éste, como la longitud de onda, la frecuencia y la intensidad de la radiación (16).

La longitud de onda se puede definir como la distancia existente entre las crestas de una onda (Figura 1.6); la frecuencia es el tiempo que esta onda se toma para replicarse a lo larga del espacio y la amplitud es la altura de la misma entre la base y la cresta; en otras palabras describe lo larga que es la onda. Las longitudes de onda se expresan en nanómetros (nm) las cuales varían desde 488 nm a 10600 nm para los equipos utilizados en Odontología.

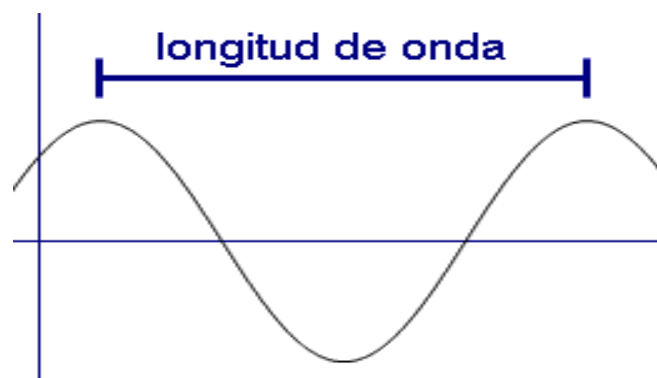


Figura.1.6 La distancia entre las crestas de la onda, es lo que se denomina longitud de onda.

La letra griega  $\lambda$  (lambda) se utiliza para representar la longitud de onda en las ecuaciones. La longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia de la onda. Una longitud de onda larga corresponde a una frecuencia baja, mientras que una longitud de onda corta corresponde a una frecuencia alta. Cuando la luz tiene una mayor frecuencia produce más calor y cuando tiene una menor frecuencia produce menos calor. La frecuencia de una onda es la inversa de su longitud, el producto entre ambas nos da la velocidad de la luz (7).

Dentro del espectro electromagnético encontramos un amplio rango, desde la radiación de menor longitud de onda como son los rayos gamma y los rayos X, pasando por la luz ultravioleta, la luz visible y los rayos infrarrojos, hasta llegar a las ondas electromagnéticas de mayores longitudes de onda como son las ondas de la radio.

Se cree que el límite para la longitudes de onda más pequeñas posible es la longitud de Planck. La longitud de Planck forma parte del sistema de unidades naturales y se calcula a partir de tres constantes fundamentales: la velocidad de la luz, la constante de Planck y la constante gravitacional. Ésta última equivale a la distancia que recorre un fotón viajando a la velocidad de la luz, en el tiempo de Planck (6).

La velocidad de la luz ( $3 \times 10^8$  m/seg en el vacío, exactamente 299792458 m/seg) varía según sea el medio por donde circula, y cuando cambia de medio se produce un cambio en la dirección de avance de la onda. Este fenómeno de cambio de dirección se llama refracción y está en función de su longitud de onda ( $\lambda$ ) y del índice de refracción del medio donde se transmite (18).

Tenemos que entender el láser como una luz especial, pero en el fondo como una luz. La luz es una forma de energía que se transmite por ondas, y por lo tanto el láser también aunque difiere en algunos aspectos de la luz no láser. Ésta se diferencia de la luz solar o la luz de una bombilla u otras por las siguientes cuatro propiedades: amplificación, monocromaticidad, coherencia, y colimación (18).

1. **Amplificación:** el láser es una luz amplificada, tal como se describe en su definición, siendo esta característica inherente a todas las fuentes láser. Esta propiedad es producida por el efecto en cascada que se produce dentro de la cavidad de resonancia produciendo una amplificación de la luz.
2. **Monocromaticidad:** La luz láser es monocromática, es decir, todos los fotones poseen la misma longitud de onda, o lo que es lo mismo, todos los fotones son del mismo color. Esto es debido a que los fotones emitidos se encuentran en fase temporal y espacial ya que para cada radiación láser hay una longitud de onda definida. Sin embargo, si lo comparamos con la luz blanca, ésta posee todas las longitudes de onda del espectro visible.
3. **Coherencia temporo-espacial:** Sin duda, la característica más importante y que marca la diferencia, con una luz no láser, es la coherencia temporo-espacial que presentan los haces de la luz láser siendo ésta la base de sus efectos. Todos los átomos del medio activo emiten fotones en fase y, por tanto, las características del haz son idénticas en un mismo momento en dos puntos diferentes, así como en dos momentos diferentes en un mismo punto. Por lo tanto, toda la energía electromagnética de los fotones coincide en el tiempo y el espacio, originando un frente de ondas en concordancia de fases. De esta manera se consigue concentrar toda la energía en un solo punto.
4. **Colimación o unidireccionalidad:** El rayo permanece intacto y no presenta dispersión, por un perfecto paralelismo, gracias al mecanismo de espejos del resonador óptico. De esta manera conserva toda su energía a lo largo de su trayecto, lo que permite concentrar gran cantidad de energía en una sección muy pequeña, incluso a gran

distancia. Por todo esto, los emisores láser solo permiten la salida de fotones en una única dirección, a diferencia de cualquier bombilla o luz puntual, con lo que podemos concluir que la luz láser es unidireccional (17,19,18).

Cada tipo de láser emite energía luminosa con una única longitud de onda; es por tanto, como hemos visto, una luz monocromática. En función de la longitud de onda del láser y de dónde se aplique se podrán producir diferentes fenómenos ópticos y físicos.

A lo largo del espectro electromagnético se desplaza la energía en ondas, y, dependiendo de la longitud de éstas, la energía podrá llegar a emitirse como luz si se encuentra dentro del rango de los 120 nm hasta los 11.000 nm. A su vez, dentro de ese rango podrá ser luz ultravioleta o U.V. (120 nm a 385 nm), luz visible (385 nm- 780 nm) o infrarroja ( 780 nm a 11.000 nm) (Figura 1.7) (20).

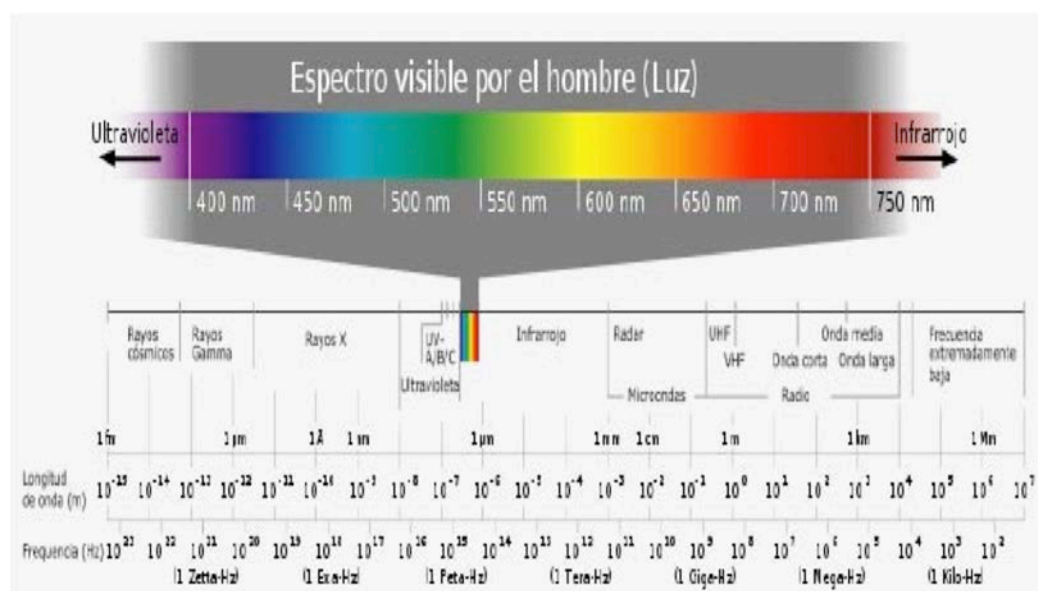


Figura.1.7 Espectro electromagnético. En la zona de la izquierda la zona U.V. en el centro el espectro visible por el ojo humano y a la derecha el espectro infrarrojo (20)

La región denominada espectro visible, comprende longitudes de onda desde los 380nm hasta los 780nm. La luz de cada una de estas longitudes de onda es

percibida por el ojo humano con un color diferente, por eso, en la descomposición de la luz blanca en todas las longitudes de onda, por prismas o por lluvia en el arco iris, el ojo es capaz de ver todos los colores (21).

Las longitudes de onda que pueden causar daño al tejido normal son especialmente las ultravioletas, ya que son bien absorbidas por las proteínas y los ácidos nucleicos, pese a representar tan sólo una pequeña “rebanada” del espectro electromagnético. La luz infrarroja es la que producirá el cambio de temperatura cuando incida sobre el tejido (11).

Para entender mejor las tres partes del espectro electromagnético debemos pensar cuando, por ejemplo, tomamos el sol en la playa; el espectro visible serían los colores que somos capaces de ver, la hipertermia que adquiere nuestra piel por la exposición al sol es causada por el espectro infrarrojo y la parte ultravioleta es la que nos broncea pero que como ya hemos mencionado es la misma que produce daños en el tejido normal, por lo que debemos protegernos con cremas de protección ultravioleta.

### **Radiación y energía**

El fenómeno de la radiación consiste en la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través del vacío o de un medio material.

La radiación propagada en forma de ondas electromagnéticas ( Rayos X, Rayos UV, etc.) se llama radiación electromagnética, mientras que la radiación corpuscular es la radiación transmitida en forma de partículas subatómicas (partículas, neutrones, etc.) que se mueven a gran velocidad en un medio vacío con apreciable transporte de energía (22).

Si la radiación transporta energía suficiente como para provocar ionización en el medio que atraviesa, es una radiación ionizante. Las radiaciones ionizantes podrían ser los Rayos X, los Rayos gamma, particularmente, y muchos otros. Por otro lado, las no ionizantes, vendrían a ser los Rayos UV y las ondas de radio, Tv ,

telefonía móvil, etc. Serían pues algunos ejemplos de radiaciones no ionizantes como lo es la luz láser (14, 23).

El carácter ionizante o no ionizante de la radiación es independiente de su naturaleza corpuscular u ondulatoria (16).

Para el correcto uso del láser, debemos previamente hacer referencia a algunas fórmulas y sus unidades de medidas que habitualmente encontraremos en la práctica, esto nos permitirá entender mejor los dispositivos y utilizarlos de una manera eficaz y segura.

La unidad de medida de la energía es el Joule (Julio) y en el Sistema Internacional de medidas (SI) se expresa así: J. Del mismo modo, la unidad de medida de la potencia en el SI es el Watt (Vatio) y se expresa con una W (18). Todo láser posee pues una potencia o fuerza propia, W, y, en consecuencia, está asociada con el tiempo de aplicación que es expresado en segundos (s). Da como resultado la energía aplicada, definida en J (11).

El W corresponde energía/tiempo, es decir;  $1 \text{ W} = 1 \text{ J/seg}$ , o lo que es lo mismo, cuando se libera 1 J en un segundo podemos decir que la potencia de emisión es de 1 W (18).

La unidad de medida más significativa y utilizada es la densidad de energía o fluencia. Ésta determina la energía aplicada en vatios y tiempo con respecto al área de aplicación. A través de esta medida se establecen los parámetros de utilización del láser en relación con los tejidos orgánicos. Las unidades de energía utilizadas en los equipos están dadas en Julios o en Vatios.

La potencia (energía/tiempo) como parámetro aislado no es suficiente para interpretar su posible acción. Por ejemplo, se calcula que el sol emite luz con una potencia de  $3,77 \times 1.026 \text{ W}$ , y cuando llega a la tierra alcanza una densidad de potencia media de  $1.370 \text{ W/m}^2$ , o lo que es lo mismo, si nosotros concentramos la energía solar con una lupa en un punto mínimo, aumentamos la densidad de potencia, de forma que, por ejemplo, podremos encender un fuego.

De la misma forma, los láseres van acompañados de ópticas que permiten enfocar la energía en un área mínima, llamada spot, y dependerá del operador

concentrar la energía o desenfocar el haz y repartirla en una mayor superficie. Cuando estamos variando el diámetro del spot estamos modificando el valor de la densidad de potencia, y por tanto la eficiencia energética (18).

### 1.1.3.- Componentes del láser y parámetros

Para entender correctamente el funcionamiento de un láser, es necesario conocer los componentes básicos de un láser (Figura 1.8).

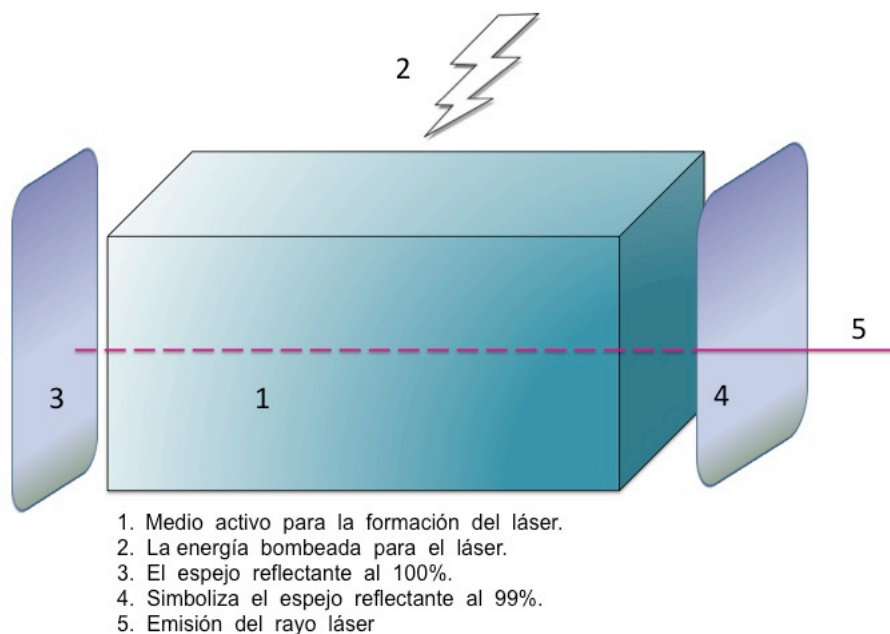


Figura 1.8 Componentes básicos del láser.

Los láser constan de un medio activo que puede ser sólido, líquido o gaseoso y que como norma da nombre al láser. Este medio activo es el que condiciona la longitud de onda de la radiación láser obtenida, y por tanto determina la calidad o tipo de interacción láser-tejido (7).

También consta de un sistema de bombeo: los átomos o moléculas del medio activo, necesitan ser excitados para que los fotones de la luz láser se emitan. Esta

energía puede ser aportada por un generador de descarga eléctrica, de alta tensión, de alta frecuencia o de alta radiofrecuencia (24).

También forman parte del láser un resonador óptico, que en esencia es un sistema de dos espejos uno reflectante al 100% y otro al 99%. De esta forma se consigue que los fotones pasen muchas veces por la sustancia emisora o medio activo y así se repita continuamente la estimulación rebotando en los dos espejos, amplificando de esta manera la luz producida. Esta llega a ser tan intensa que atraviesa uno de los dos espejos, en este caso podría atravesar el reflectante al 99%, y sale al exterior permitiendo concentrar gran cantidad de energía en un punto concreto, que amplifican el efecto del láser y aseguran que la luz emitida posea las cualidades únicas que caracterizan esta luz láser (23).

Como hemos visto la luz láser es ampliada, monocromática, coherente y colimada. Para que este haz de luz salga con estas propiedades se utiliza un medio de transmisión que vehiculice la luz láser hasta la pieza de mano. Un brazo articulado o una fibra óptica nos dará lo que hemos denominamos anteriormente el spot donde se concentrará toda la energía.

Las unidades emisoras de energía láser permiten variar algunos parámetros. Las piezas de mano que nos van a facilitar el transporte de la energía hasta el tejido diana suelen ir provistas de una óptica que nos permitirá, en función de la distancia de aplicación, concentrar o repartir la energía láser en una menor o mayor superficie de aplicación. Así pues, cuando estamos aplicando una determinada cantidad de energía por unidad de tiempo en una superficie pequeña, obtenemos mayor densidad de potencia que cuando la aplicamos a una superficie mayor. La densidad de potencia determinará diferentes efectos sobre el mismo tejido (25).

Los láseres se pueden configurar en tres parámetros fundamentales:

- **Forma continua:** Se produce emitiendo una onda electromagnética de constante amplitud y frecuencia. Es decir nuestra fibra emitirá la energía de manera continua.



- **Forma pulsada:** Se da a través de un sistema de apertura y cierre, producirá la luz de manera alternada.
- **Forma superpulsada:** Con ésta podremos determinar un láser de altísima potencia, por un tiempo de aplicación determinado, lo que nos ayudará a evitar un sobrecalentamiento de los tejidos.

#### 1.1.4.- Interacción del láser con los tejidos

Es imprescindible conocer la interacción luz láser con los tejidos, para poder utilizarlo de manera correcta.

La interacción que produce la luz láser cuando afecta un tejido (26, 27) puede ser de cuatro posibles tipos (Figura 1.9):

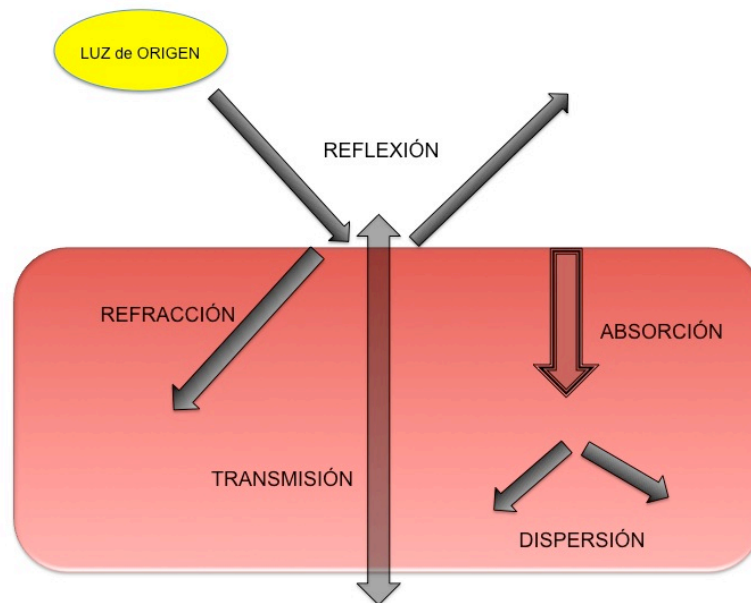


Figura 1.9 Interacción de la luz con los tejidos.

1. **Reflexión:** al igual que la luz visible, la luz láser es reflejada en la superficie del tejido, como si golpeará un espejo, devolviéndola al mismo medio del que procedía.

2. **Refracción:** cuando la luz láser atraviesa el tejido se produce un cambio en la dirección de avance de la onda y su velocidad, lo que dependerá de la longitud de onda y del índice de refracción del medio.
3. **Transmisión:** La luz laser puede atravesar un medio sin perder energía como lo hace la luz visible con un cristal.
4. **Diseminación o dispersión:** cuando los fotones son mucho más pequeños que las moléculas del tejido irradiado, estos rebotan entre ellos, produciéndose una dispersión de la energía sobre los tejidos adyacentes. Este fenómeno ocurre como la combinación de los tres efectos anteriormente descritos.

Como ya hemos comprobado, la luz láser, al igual que la luz visible, cumple con los principios básicos de la óptica: reflexión, refracción, transmisión y dispersión. Solamente el 4-7% de la luz es reflejada por la epidermis. Sin embargo, la luz reflejada o la transmitida, no tienen efecto tisular. La combinación de los tres efectos descritos anteriormente (transmisión, reflexión y refracción) producen un efecto llamado dispersión (scattering) típico de los láseres poco absorbidos (como el láser de diodo). Si ponemos un ejemplo para su comprensión, pensemos en los días nublados donde la luz del sol no llega directamente a la superficie terrestre, sin embargo la luz llega de forma dispersa (18, 28, 29).

En cualquier caso, el fenómeno que más nos interesa es la absorción de la energía láser por parte de la materia irradiada. Cuando la luz láser es absorbida en el tejido se transformará en otro tipo de energía, bien sea térmica, química, eléctrica o de otro tipo. La energía lumínica del láser que producirá el o los efectos sobre los tejidos irradiados será aquella que sea absorbida, es decir, aquella que se transforme a otro tipo de energía (30, 15).

El proceso de absorción depende básicamente de la longitud de onda ( $\lambda$ ) de la luz (láser o no) y de las características ópticas del medio irradiado (18). La Ley de

Grotthus- Draper afirma que sólo puede haber efecto tisular si la luz es absorbida. La absorción de la luz se produce a nivel de los átomos, iones, moléculas y radicales. La parte o conjunto de átomos de una molécula capaz de absorber radiación electromagnética recibe el nombre de cromóforo (31).

Los cromóforos son los responsables del color de las cosas, en el rango de la radiación electromagnética visible, absorbiendo ciertas longitudes de onda y devolviendo las longitudes de onda que no han sido absorbidas. Si nosotros percibimos que un objeto tiene color negro, quiere decir que ha absorbido todas las longitudes de onda del espectro visible, mientras que un objeto de color blanco no ha absorbido ninguna de ellas, devolviendo el color blanco con todas las longitudes de onda de dicho espectro. Por dicho motivo los objetos negros se calientan más bajo la luz del sol que los objetos blancos (18 ,32).

Existen diferentes cromóforos en la piel que absorben longitudes de onda selectivamente. Si conocemos el espectro de absorción de un cromóforo, podemos dirigir la luz láser de una longitud de onda apropiada a este cromóforo para producir el efecto tisular deseado. Los principales cromóforos de la piel son la hemoglobina, la melanina y el agua (Figura 1.10) (33).

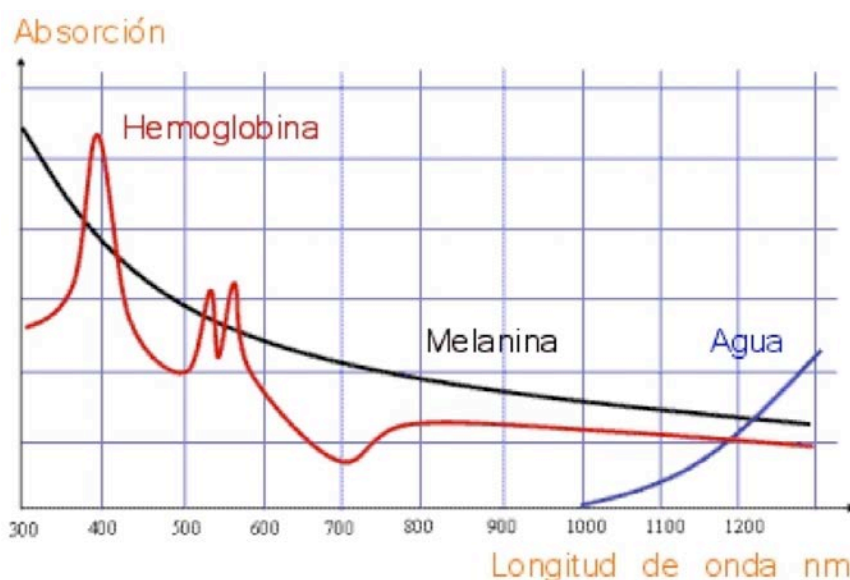


Figura 1.10 Gráfica de absorción de la luz según su longitud de onda en diferentes cromóforos. Siendo la línea vertical la absorción a los cromóforos y la horizontal la longitud de onda necesaria para la absorción de los distintos cromóforos .

Podemos ver los tres cromóforos más relevante para entender, desde el punto de vista físico, la absorción que sufre la energía láser por parte de ellos, dependiendo de su longitud de onda ( $\lambda$ ).

Si observamos el gráfico podemos ver que la longitud de onda del láser KTP de  $\lambda=532$  nm, coincide con un pico alto de absorción por parte de la hemoglobina y melanina, esto quiere decir que tendrá mayor afinidad por los tejidos ricos en hemoglobina y serán estos sus indicaciones ideales con este tipo de láser.

En la cavidad bucal existen diferentes cromóforos capaces de absorber la energía de la luz del láser que utilizemos. Por esta razón, y teniendo en cuenta que dichos cromóforos se encuentran en distintas cantidades en los diferentes tejidos, hace que, por ejemplo, el láser de diodo (800-980 nm) sea más eficiente en tejidos que contengan hemoglobina o melanina, dejando de ser eficaz en dentina o hueso.

Las longitudes de onda por debajo de 300 nm tienen una fuerte absorción por las proteínas, la melanina y el ADN. Las longitudes de onda mayores de 1.300 nm poseen una penetración superficial a pesar de su gran longitud de onda, teniendo una fuerte absorción por el agua, que es cromóforo dominante en uno de los extremos del espectro (7, 15).

Dependiendo de la longitud de onda del láser, de las características ópticas del tejido, de la densidad de potencia con que se actúe y de la duración de la irradiación, esta energía lumínica láser, una vez absorbida, puede producir diferentes efectos:

- **Efecto fotomecánico:** en este se da una conversión a una energía mecánica produciendo la remoción del tejido que se hace a través de la generación de ondas de choque. Lo producen los láseres que emiten la energía de forma discontinua, en series de pulsos, en vez de hacerlo en forma de onda continua. Esta forma de emisión de energía produce una evaporación instantánea de los fluidos de los tejidos creando una cavitación por una burbuja de plasma que se expande hasta un tamaño máximo para colapsarse bruscamente lo que genera una fuerte onda

de choque en la punta de la fibra láser que se trasmite a través del fluido hacia la zona a tratar. (34)

- **Efecto fotoquímico:** Se entiende como la conversión de la energía lumínica en energía química. La luz láser produce efectos en las estructuras bioquímicas y moleculares celulares. El efecto fotoquímico más conocido es el de la fotosíntesis en el mundo vegetal gracias a la radiación solar, pero también en los mamíferos, ante la exposición al sol, se promueve la síntesis de la vitamina D. En el caso de la laserterapia, mediante láseres de baja potencia, se busca aportar energía a nivel celular como respuesta a este tipo de tratamientos (18). También es la base de actuación de la Terapia Fotodinámica (PDT). Ésta es una terapia antimicrobiana que se basa en una reacción química de un tinte que se introduce en la bolsa periodontal al ser activado por una fuente de luz. Dicho tinte se une a la pared bacteriana y, al ser activado, libera radicales libres de oxígeno que rompen la membrana de las bacterias (35,36).
- **Efecto fotoeléctrico:** Se describe como aquel en el que el tejido es removido a través de la formación de iones y partículas cargadas eléctricamente en el interior de un estado semigaseoso altamente energético. En las células se produce la normalización del potencial de la membrana actuando directamente sobre la movilidad iónica e indirectamente al incrementar el ATP producido por la célula y necesario para hacer funcional la bomba de sodio y potasio (15).
- **Efecto fototérmico:** Este efecto es la conversión de la energía lumínica en calor, es el efecto más habitual en los láseres visibles e infrarrojos. El principio de utilización de todos los láseres está basado en su efecto fototérmico, produciendo una amplia gama de efectos

relacionados con su absorción. A mayores temperaturas, el resultado será la ablación de los tejidos (37,11).

De la energía absorbida por algunos tejidos pueden resultar efectos biológicos térmicos y no térmicos. Si se aplican densidades de energía elevadas se generan efectos fototérmicos que pueden producir mayor o menor calentamiento local. El efecto fototérmico y el efecto biológico que se produce van claramente unidos, ya que según la temperatura que logre el tejido diana se producirán diferentes efectos en el tejido. El láser que sea mayormente absorbido producirá un incremento inmediato de temperatura mayor en el tejido (38).

La temperatura comenzará a producir efectos a partir de los 45 grados, comenzando con una hipertemia transitoria. Si se alcanza más de 200 grados se observará una carbonización de los tejidos (Tabla 1.1)

TEMPERATURA	EFEECTO TISULAR
42-45 ° C	Hipertemia transitoria
> 65 ° C	Desecación, desnaturalización proteica
70-90° C	Coagulación y fusión tisular
> 100° C	Vaporización
° > 200 °C	Carbonización

Tabla 1.1. Efectos que se producen en los tejidos a causa del incremento de temperatura (26).

El efecto térmico que se acumula en el tejido es directamente proporcional al tiempo de aplicación. Dado que el incremento térmico depende de esta variable, el usuario de la unidad emisora debe controlar estas variables para evitar producir efectos iatrogénicos derivados de un mal uso del láser (28).

Los efectos biológicos que puede presentar la radiación láser pueden ser directos, indirectos y generales:

- **Directos:** dentro de estos encontramos los bioquímicos, bioelectrónicos y bioenergéticos.
  - *Bioquímicos*, el aumento en las reservas energéticas del (ATP) facilita las reacciones interestructurales, así como los ciclos metabólicos intracelulares de gran consumo de oxígeno, lo que provoca la activación general del metabolismo celular.
  - *Bioelectrónicos*, se producen debido a los fotorreceptores presentes en la membrana celular que absorben la energía proveniente de la radiación láser. Esta actividad fotoeléctrica en la membrana constituye al equilibrio iónico a ambos lados de la misma, ayudada por la energía que extrae de la hidrólisis de ATP. Se restablece así el potencial de membrana y con ello la vitalidad celular y sus funciones.
  - *Bioenergéticos*, se basa en la necesidad de acumular reservas energéticas en la célula para poder desarrollar su actividad. Cuando la célula se encuentra dañada ésta disminuyen y por tanto, su actividad se altera. La radiación láser de baja potencia actúa directamente sobre los fotorreceptores de la cadena respiratoria, activando y facilitando el paso de ADP a ATP, lo que incrementa la reserva de energía en el interior de las mitocondrias (38,15).
- **Indirectos:** microcirculación y estimulación del trofismo celular. El láser estimula los esfínteres pre-capilares, produciendo su apertura constante y consecuentemente una mejor microcirculación. Esto a su vez favorece la función bioestimulante del trofismo celular ya que se produce como consecuencia del aumento de la síntesis del ATP y la síntesis proteica que tiene como resultados finales la formación de

proteínas estructurales, de enzimas que intervienen en los procesos metabólicos en los procesos extracelulares y tisulares (39). Al actuar la radiación láser como agente activador de la síntesis proteica, y por tanto de la función celular, se acelera la división y multiplicación celular (37,15).

- **Generales:**

- *Antálgico: prácticamente es indoloro, teniendo que realizar una infiltración de anestésico mínima.*
- *Hemostático: el efecto de corte sobre los tejidos vivos puede ir acompañado de efecto hemostático según la longitud de onda del láser y el tiempo de aplicación (25).*
- *Antiinflamatorio y antiedematoso: éstos son de los efectos más valorados por los pacientes y profesionales después de someterse a una cirugía con el uso del láser.*
- *Ausencia de cicatrización retráctil: debido a que no es necesario dar puntos de sutura por su capacidad hemostática, cicatriza por segunda intención y la cicatriz remanente es mínima o casi imperceptible (40).*

La capacidad de desinfección que produce la luz láser, es otro efecto a tener muy en cuenta. La potencia que se emplee puede ser un factor determinante para obtener una correcta eliminación de cualquier microorganismo. Si se utiliza el láser en baja potencia, el principio de acción se basará en una sinergia entre radiación y una sustancia fotosensibilizante. La reacción fotoquímica que se produce desencadena la formación de citotoxinas que acaban destruyendo la membrana del microorganismo (38). Si se utilizan en alta potencia, los láseres actúan directamente



sobre los tejidos bacterianos, de acuerdo con los mecanismos de absorción que hemos descrito (11).

A partir del mecanismo de actuación del láser que queremos utilizar y conociendo cómo podemos controlar el efecto térmico, estableceremos las distintas pautas de tratamiento. Hay que recordar que el efecto térmico derivado del uso de los láseres puede lesionar estructuras vecinas si no se respetan los parámetros de emisión. El calor es mal disipado por los tejidos vivos, produciéndose un efecto térmico acumulativo. En este aspecto hay longitudes de onda que comportan mayores riesgos debido a que se absorben en mayor profundidad en los tejidos.

Las medidas de seguridad en el uso del láser en la Cirugía Bucal son a menudo extraídas a partir de la seguridad en el uso del láser, en términos generales, y de las medidas en otras especialidades de la Medicina, en particular. La seguridad que se debe tener a la hora de utilizar el láser en Odontología debe de ser extendida a todo el personal que pueda estar expuesto, ya sea por estar presente durante la intervención o por accidente. Todo el personal que se encuentre en la sala deben tratar que el riesgo de exposición accidental a la luz láser se reduzca al mínimo (41).

Las normas de seguridad deben ser advertidas tanto por el fabricante, como por el personal sanitario que utiliza las unidades emisoras de este tipo de energía. Estas normas de seguridad varían muy poco entre los diferentes países y deben ser conocidas y aplicadas para evitar accidentes derivados de su uso (25).

El desarrollo de las normas de protección comienza en los años setenta. Dado que la tecnología láser es todavía un campo joven, es probable que surjan problemas que en la actualidad se desconocen y se produzcan en un futuro nuevas metodologías para el control de los peligros que se vayan detectando.

En Europa contamos con el *International Electrotechnical Commission* (IEC,1990) que es el organismo de normas internacionales y de evaluación de conformidad para todos los campos de la electrotecnia, así como el *European Organization for Electrotechnical Standardization*. Para crear el conjunto de normas sobre calidad y gestión de calidad está la *European Organization for Standardization* (CEN) miembros de la Organización Internacional de Normalización (ISO) (42).

La Comisión Internacional No Ionizante de Protección Radiológica (ICNIRP) ha publicado las pautas para la exposición humana al láser. En éstas se describe la exposición máxima permisible (MPE) y sus límites están descritos en las normas internacionales de seguridad por la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) que se basan en las directrices de la ICNIRP (42).

La MPE se determina por tres factores: longitud de onda de la luz láser, energía aplicada y tiempo de exposición. Gracias a esto se encuentran la *Nominal Hazard Zone* (Área Nominal de Peligro). Ésta es el área en la cual una radiación láser por exposición directa, excede la MPE (11).

El American *National Standards Institute* (ANSI) produjo la primera norma de consenso (Z136.1) en 1973. La norma fue revisada en 1976 para dar cabida entre los efectos biológicos de diferentes longitudes de onda dentro del espectro visible. El estándar ANSI ha sido revisado de nuevo en 1980, y en la actualidad existen dos normas adicionales en preparación Z136.2 y Z136.3, que tratan del uso seguro de los diodos emisores de luz y del uso adecuado de los láseres en el ámbito sanitario.

No todos los láseres presentan la misma peligrosidad, la cual depende de la potencia. Con este fin existe una clasificación que diferencia los láseres en cinco clases:

- **Clase 1:** Muy baja potencia ( $\mu\text{W}$ ). No producen lesión ocular. Su potencia no alcanza el MPE (*Maximum Permissible Exposition*). Forman parte de esta clase los lectores de CD-ROM.
- **Clase 2:** Baja potencia (mW). Luz visible. Pueden llegar a emitir una radiación peligrosa si su exposición es directa y prolongada. Producen lesión ocular si incide más de 0,25 seg en el mismo punto, un ejemplo de este grupo los lectores de códigos de barras.
- **Clase 3:** Potencia media  $< 0,5\text{W}$ .
  - 3a:** Son láseres de potencia media y son peligrosos para los ojos si estos no están protegidos y si son observados directamente.

Producen lesión ocular si inciden más de 0,25 seg. Un ejemplo son los magnificadores ópticos, o los láseres utilizados para las conferencias.

**3b:** Láseres de potencia media, que son peligrosos para los ojos no protegidos si se mira directamente. Operan con potencias entre los 5mW y los 500 kW.

- **Clase 4:** Son los láseres de potencia superior a 0,5 W. Pueden producir una lesión ocular tanto por exposición directa como por reflexión. Pueden suponer un peligro en la piel, llegando a producir lesiones. Pueden incluso actuar sobre distintos materiales, liberando sustancias nocivas y causando incendios.

En 1990 se decretaron específicamente unas normas para el uso del láser en Odontología Quirúrgica. Dichas normas se limitaron a una evaluación del láser, de los locales y de la formación al odontólogo, para que fueran las adecuadas para su uso (43, 44).

En 2001 se endurecieron mucho más los controles, regulando a todo el personal que usa el láser o una fuente de luz intensa. Debido a esto se enumeraron las condiciones a seguir por el profesional que vaya a realizar una cirugía láser (44).

1. Solicitud de registro como usuario de un aparato láser.
2. Demostración de las barreras físicas para salvaguardar la seguridad con zonas controladas y limitando su acceso.
3. Acreditar la formación recibida por todos los involucrados en el uso del láser, así como el cumplimiento de las normas locales.
4. Verificar la idoneidad del láser para uso clínico el mantenimiento de la máquina y la protección para los ojos.
5. Grabación y auditoria de los efectos no deseados asociados al uso del láser.

Además, como cualquier producto vendido para uso médico, dentro de la Comunidad Europea (CE), un láser comercializado en la Comunidad Europea debe llevar marcado «CE» (43, 45).

Los peligros de los láseres pueden ser agrupados como aquéllos que afectan a los ojos, la piel y tendrán peligros asociados como fuego y explosiones así como accidentes eléctricos, gases y materiales tóxicos. La mayoría de los láseres quirúrgicos y médicos son de clase III o IV (46).

Al utilizar láseres es posible generar incandescencia o fluorescencia en un objeto irradiado. Generalmente, esto no debería ser un problema cuando los haces están dirigidos a material biológico (47).

Las medidas de seguridad en láseres de clase IV son las siguientes:

Respecto a la unidad láser, debe estar señalizada en el aparato con una etiqueta para saber que tipo de láser se está tratando. Los láseres contarán con una llave de seguridad para el control del usuario de la unidad, así como de un código de seguridad para poder activar el láser. La unidad deberá hacer un auto chequeo para controlar que no exista ninguna fuga de energía.

El pedal debe estar protegido para evitar pisadas involuntarias o accidentales. Los láseres deben llevar un indicador sonoro o luminoso de emisión para saber cuando se encuentra activo y asimismo deben estar dotados de un botón de parada de emergencia (48).

En la sala donde se va a utilizar el Láser, debe existir una señalética adecuada en la puerta de entrada, así como un sistema de desconexión adaptado a la puerta (Figura 1.11)(49) .



Figura 1.11 Señal de precaución por láser.

En relación a la dosimetría, como hemos visto en los principios físicos, existen láseres que emiten en modo continuo y láseres que emiten en modo pulsado.

Por regla general los láseres que emiten en modo continuo nos permiten ajustar la potencia medida en W y se puede trabajar en modo tren de disparos. Los láseres que trabajan en modo pulsado, nos permiten ajustar la energía por pulso (medida en mili julios) y el número de pulsos por segundo (medido en Hertzios)(50).

La dosimetría y su cálculo es esencial para la interpretación de los efectos de la interacción del láser con los tejidos.

Los daños físicos que pueden ocasionar los rayos láser como hemos visto, van desde lesiones oculares, lesiones de piel y mucosas e inhalación de gases.

Las longitudes de ondas que se encuentran en la luz visible y en la zona infrarroja se transmiten a través de la córnea y se absorben por la retina, por lo que es obligatorio el uso de gafas protectoras por parte del personal y el paciente. Los U.V. se absorben más por el cristalino (49).

El daño dependerá de la longitud de onda de la unidad emisora, la potencia máxima, el diámetro del spot y si se está trabajando en modo continuo o pulsos.

Dentro de la radiación ultravioleta (menos de 400 nm) y del infrarrojo lejano (0.3000 nm incluyendo el láser de CO<sup>2</sup>) se puede causar quemaduras moderadas a graves de la córnea (45).

El Ultravioleta lejano (200-315 nm), infrarrojo medio (1400-3000 nm) puede causar "flash" o "ceguera de la nieve" así como la exposición crónica, puede causar cataratas. La exposición a los rayos ultravioleta, como sabemos, puede incluso llegar a ser cancerígena (50).

Todo el personal que pueda estar expuesto a los rayos directos, reflejos especulares, y reflexiones difusas deben usar gafas de protección. Éstas son de fundamental importancia para prevenir los daños oculares.

Cada láser tiene un tipo de gafa protectora de acuerdo con su poder absorbente o reflector dependiendo de la zona del espectro electromagnético. Un factor importante es la densidad óptica (DO). Ésta será variable dependiendo de la

longitud de onda. A mayor DO menor será la luz transmitida, pero debemos buscar una protección que a la vez de esto nos proporcione una buena visibilidad (51).

Los fabricantes son los encargados de proporcionar esta protección junto con los láseres. La normativa prevé dos tipos de gafas de protección (11, 51) :

- **UNI EN 207:** protección de radiaciones láser en todo el rango de longitudes de onda de 180 a 10.000 nm.
- **UNI EN 208:** solo para las fuentes que emiten en el rango de luz visible.

Las gafas de protección presentan una placa impresa de forma indeleble en ellas, donde se marcan los valores de los parámetros en los que se puede utilizar esas gafas de protección. Debe aparecer la abreviatura de las condiciones operativas del láser pulsado, continuo, la potencia máxima que son capaces de proteger y la longitud de onda para la que es eficaz y protectora. También debe aparecer la marca de identificación del fabricante y certificación (47).

El color de las gafas dependerá de la densidad óptica que es variable para cada longitud de onda (Figura 1. 12) :

Argón: densidad 3. Amarillas.

Nd YAG: densidad 5. Verde o azul.

CO<sub>2</sub>: densidad 2. Transparentes.

Ga As: densidad 3.

Excímeros: densidad 7.



Figura 1.12 Derecha gafas de protección para láser 532 nm. Izquierda gafas de protección para láser de Diodo 980 nm.

Las lesiones que se producen en piel y mucosas, varían dependiendo de la zona afectada. Se tratan de eritemas, quemaduras superficiales y profundas. La gravedad no está solo con la cantidad de energía incidente sino con el grado de pigmentación, con la eficiencia de los fenómenos locales de termorregulación y la capacidad de penetración de las radiaciones incidentes (51, 52).

Los láseres visibles en infrarrojo pueden producir lesiones en la dermis y pueden causar daño térmico a las capas profundas de la piel. Los láseres ultravioletas, pueden causar eritemas y ampollas una vez absorbidos por la epidermis, produciendo rupturas de las uniones moleculares (44, 15).

Las causas más comunes de lesiones en la piel o las mucosas son:

Los rayos reflejados que se interponen entre el haz de luz láser y el tejido objetivo de la terapia láser. Para esto es importante en la medida de lo posible, evitar los instrumentos metálicos. Todo el material que se utilice durante la intervención quirúrgica deberá ser mate, por lo cual si se pretende usar utensilios metálicos tales como espejos de exploración, sondas, etc., éstos deberán ser previamente chorreados con arena o cubiertos con fundas, a fin de no reflejar el haz de luz (26).

Debido a daños en el sistema de conducción de luz, que produce una desviación de la dirección del haz de luz. También por accionamiento accidental del interruptor del láser (11).

Las características de la lesión que se produzca dependerán de: la longitud de onda, de la unidad emisora, la potencia máxima que se estaba empleando, el diámetro del spot y los pulsos utilizados.

Como lesiones secundarias, se puede producir una inhalación de los gases emitidos:

- Desprendidos por el efecto térmico que produce el láser.
- Por fugas del mismo aparato láser que desprende al aire fragmentos biocontaminantes en forma de humo con partículas víricas intactas, cancerígenas y tóxicas.

Durante las intervenciones es posible producir humo tóxico y puede producirse una dispersión de las partículas del material biológico contaminado (53).

El humo de la cirugía con láser surge cuando las células se calientan tan rápidamente que la presión hace que partes de la membrana celular y los contenidos celulares, así como las estructuras circundantes, terminen siendo liberados en el medio ambiente.

La cantidad de material liberado depende de la temperatura del tejido, de la superficie tratada, de la aplicación de energía por unidad de tiempo, y de la ventilación que posea la habitación (45).

El humo contiene un 95% de vapor y un 5% de material particulado sólido. Dependiendo del tipo de láser utilizado, la aplicación de la energía y de la duración del pulso, el vapor que se produce en el tratamiento con láser puede contener partículas. Para evitar sufrir estas inhalaciones, debemos contar con gabinetes que estén bien ventilados, usos de aspiración y mascarillas (Figura 1.13)(54).



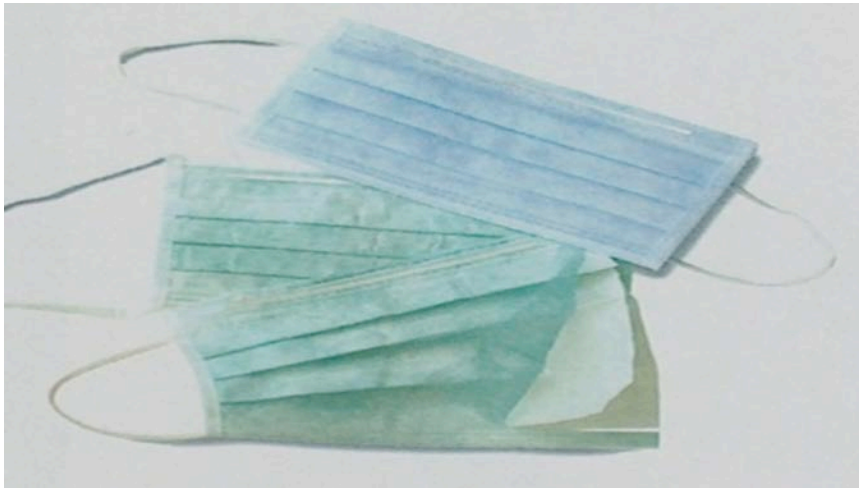


Figura 1.13. Mascarillas

Otro riesgo con el uso del láser es el del incendio de tejidos, guantes de látex, gases endógenos como el óxido nitroso, anestésicos, cánulas traqueales o nasales, endoscopio o accidentes eléctricos (45).

La multitud de tratamientos realizados con láser es desproporcionada en relación con el número de accidentes. Sin embargo, se debe estar atento siempre cuando se utiliza un láser. La radiación de un dispositivo láser es muy intensa, y puede serlo incluso a gran distancia, produciendo un daño irreparable a los ojos y quemaduras en la dermis y epidermis (48).

### **1.1.5.- Láser en Odontología**

El físico Norteamericano Theodore Maiman, el 7 de julio de 1960 fue quien comunicó oficialmente el funcionamiento del primer láser en Malibú (California), el cual tenía como elemento activo un cristal de rubí sintético constituido por óxido de aluminio barnizado con óxido de cromo, y en los extremos dos superficies planas y plateadas, una completamente y la otra parcialmente para dejar pasar el haz de luz.

La energía provenía de un tubo de descarga de gas que iluminaba la barra de rubí de forma concéntrica, consiguiendo así una emisión de láser pulsado (55).

En un periodo corto de tiempo, solo dos años después, en 1962, esta tecnología fue usada por primera vez en Odontología, en manos del científico Goldman, hasta la actualidad. El avance de la tecnología es un hecho y los distintos

tipos de láser son necesarios y útiles en la práctica diaria de la Odontología moderna (56).

La utilización del láser en Odontología ha tenido una constante evolución y desarrollo. Gracias a esto, cada vez son más las especialidades odontológicas que se benefician del uso de esta tecnología, ya sea en procesos diagnósticos como terapéuticos.

El desarrollo de esta fuente lumínica, se considera como uno de los grandes avances que se han realizado en el área médica y odontológica. Cada vez son más tratamientos en sus amplias utilidades dentro de la clínica dental.

El crecimiento tecnológico actual del láser ha permitido la creación de aparatos más dinámicos, económicos, menos voluminosos y sobre todo más eficaces, eficientes y seguros. Para su mayor versatilidad en su uso, es necesario conocer sus principios físicos, la interacción óptica y biológica que ocurre con cada uno de los tejidos bucales. De esta manera se podrá decidir el láser más adecuado para cada tratamiento, utilizando los parámetros individualizados para cada caso. Dado todo este desarrollo en las diferentes longitudes de onda, se ha generado mucho interés en las distintas especialidades Odontológicas (57).

En sus comienzos, el uso del láser en Odontología se centró más en los tejidos duros, sin embargo, en los últimos 30 años las aplicaciones del láser para cirugía de tejidos blandos han sido la más descrita (58).

La tecnología láser se viene utilizando desde que quedó aprobada por la FDA en 1988, para la cirugía de los tejidos blandos y desde 1990, en Odontología conservadora como alternativa al instrumental rotatorio (59). Desde ese momento se ha ido progresando en esta tecnología, desarrollando múltiples tipos de láser en función del medio activo que se utilice, disponiendo en la actualidad de más de un centenar de distintos tipos de emisores (26).

Existen diferentes tipos de láseres que pueden tener aplicaciones en Odontología y éstos pueden ser utilizados con diferentes fines. Cada uno de ellos posee características propias que lo hacen diferentes a los demás. En algunas ocasiones un mismo tratamiento se podría efectuar con más de un tipo de láser,

aunque siempre hay alguno que puede ofrecer mejor características que los demás para un tratamiento en concreto (57).

Los láseres son susceptibles de ser clasificados de múltiples formas. Pueden clasificarse en relación a su medio activo, según sea su longitud de onda, en base a su forma de emisión y por otros criterios. Pero, quizás, la forma más habitual de clasificarlos es atendiendo a la potencia que van a ser usados. Así pues, es frecuente referirse a dos grandes grupos de láseres: láser de baja potencia y láser de alta potencia.

### **1. LÁSER DE BAJA POTENCIA**

Los láseres de baja potencia (terapia láser de bajo nivel: LLLT por sus siglas en inglés), son aquéllos que van a ser utilizados principalmente por su acción bioestimulante, analgésica y antiinflamatoria. Se realiza con los láseres terapéuticos o de “baja potencia”, también denominados láseres de bioestimulación o láseres fríos. Estos son los distintos nombres que nos podemos encontrar para este tipo de terapia (60)(61).

Los más utilizados en Odontología son:

- As-Ga- Al 789-940nm (Arseniuro de Galio y Aluminio)
- He-Ne 633nm (Helio-Neón)
- In-Ga-AL-P633-700nm (Indio con Fosfato de Arsenio de Galio)

Las terapias con emisión de luces comenzaron a ser utilizados en procedimientos médicos en 1903 por Finsen quien empleó la luz ultravioleta en el tratamiento del lupus; en 1962, mediante el desarrollo del primer láser terapéutico de He-Ne y en 1966, Mester publicó las primeras aplicaciones clínicas de bioestimulación con láser de baja potencia. A partir de este momento se sucedieron las aplicaciones de estos en las distintas especialidades, incluida la Odontoestomatología (61, 62).

El laser blando, o de baja potencia, es aquel láser de baja energía que emite en la región del espectro rojo o del infrarrojo cercano, usan potencias en milivatios y no produce efecto térmico. Tienen efectos bioenergéticos, bioeléctricos, bioquímicos, bioestimulantes, analgésicos, antiinflamatorios y de reparación tisular.

Las longitudes de onda registradas en la bibliografía con efecto bioestimulante corresponden a He-Neón, Er:YAG, diodo, CO<sup>2</sup> y Nd:YAG.

Estos láseres producen algunos cambios en el metabolismo celular: los fotorreceptores primarios celulares absorben la luz y se desencadena así la maquinaria habitual para el mecanismo de regulación celular existente (63).

La intensidad de los efectos depende del estado fisiológico de la célula en el momento de la irradiación, así como de la longitud de onda. El haz láser tiene un mecanismo fotoquímico con energía que absorben primero los cromóforos mitocondriales intracelulares. La luz láser aumenta el oxígeno en estado simple proporcionando una energía que actúa como radical libre e influye en la producción del ATP (64).

La irradiación parece aumentar la liberación de PGE2 y esta reacción contribuye al proceso de consolidación ósea y de la cicatrización de la mucosa. (65)

Son varios los autores que han explicado los efectos del LLLT con distintas longitudes de onda en el trofismo de piel y mucosa y la estimulación de capilares sanguíneos, indicando los diferentes tratamientos que podemos emplear. Estas afirmaciones en artículos como el de Vescosi y cols (68) podrían, hasta cierto punto, reforzar la posible utilidad de la bioestimulación mediante láser para la prevención y el tratamiento de la osteonecrosis de la mandíbula relacionada con el uso de bifosfonatos (63).

Otras experiencias en este tipo de tratamientos con LLLT registraron un éxito clínico con el uso del láser de diodo pulsado en pacientes que presentaban osteonecrosis mandibular por bifosfonatos. En la mayoría de pacientes, tras 4 semanas de tratamiento, los autores observaron una reducción significativa de dolor, edema, tamaño de la exposición ósea, pus, fístulas y halitosis (66, 67).

Arisu y cols , realizaron un estudio *in vitro* en el que se observó el efecto bioestimulante del láser de Nd:YAG (1064 nm) utilizándolo a baja potencia, en la que observaron la viabilidad y la proliferación celular de cultivos humanos con células similares a los osteoblastos. Debido a esto, prevén una mejora de la consolidación ósea en heridas por traumatismo y un aumento de la mineralización durante el proceso óseo regenerador, tras la colocación de implantes dentales (68).

En el campo de la Ortodoncia, se han descrito estudios la efectividad de la LLLT en la disminución de la percepción del dolor después de la aplicación de elásticos de separación en molares (69, 70).

James Carroll y cols, realizaron una revisión sistemática en la que se hace mención a la disminución del dolor en aparatología fija, a la aceleración del movimiento dentario y al efecto en corticotomías con el uso de este láser (61).

Uno de los mayores avances que se presentan actualmente en el campo de la LLLT es el uso de la terapia fotodinámica. El modo de acción de dicha terapia se basa en la aplicación de un agente químico no tóxico (fotosensibilizante) que es activada por una luz con una longitud de onda adecuada (71,72). De tal modo se forman radicales libres de oxígeno que producen un efecto tóxico sobre las células. Se produce, por un lado, un daño sobre el ADN y, por otro, el efecto sobre la membrana citoplasmática de las bacterias (73, 74).

El efecto de la terapia fotodinámica a través de los radicales libres se basa en que estos son altamente reactivos e interaccionan con moléculas de oxígeno. Sus agentes reactivos hacen que se dañen las membranas bacterianas causando daños biológicos irreversibles. El otro mecanismo de acción se produce por la interacción del fotosensibilizador con el oxígeno que resulta también altamente reactivo. Esta reactividad provoca daños oxidativos en las bacterias provocando su muerte por las lesiones a nivel de las membranas y paredes celulares (74, 75).

Esta terapia antimicrobiana, está siendo muy estudiada en el campo de la Periodoncia. Se basa en la reacción química de un tinte que se introduce en la bolsa periodontal al ser activado por una fuente de luz. Dicho tinte se une a la pared bacteriana y, al ser activado, libera radicales libres de oxígeno que rompen la

membrana de las bacterias. Tampoco tiene capacidad de ablación del biofilm, por lo que su uso se limita como coadyuvante del RAR con algún método de desbridamiento convencional o más avanzado.(35, 36).

De las técnicas más actualizadas con láser de baja energía está la prevención y tratamiento de la mucositis en pacientes oncológicos. La mucositis oral inducida es una reacción inflamatoria de la mucosa por efecto directo de la radiación que se produce por la destrucción de los queratinocitos basales. Es un efecto secundario frecuente y grave asociado al tratamiento oncológico, que aumenta al ser tratado con radioterapia y quimioterapia concomitantemente. Entre las opciones de tratamiento se encuentra el uso del láser de baja energía, ya que es una técnica sencilla y no invasiva que promueve el alivio del dolor y reduce la severidad de la mucositis (76). Esta técnica se utiliza para acelerar la regeneración de tejidos y la curación de las heridas, reduciendo la inflamación y el dolor (77).

Simoes y cols encontraron una reducción en la incidencia y la gravedad de mucositis inducida por radiación con tres protocolos diferentes de láser terapéutico. Los resultados mostraron que el uso de láser de baja potencia, solo o asociado con láser de alta potencia, cuando es aplicado tres veces a la semana mantiene los grados de la mucositis oral en niveles I y II. Además, esta terapia de láser fraccionado también evita que el dolor en la zona aumente (78).

## **2. LÁSER DE ALTA POTENCIA**

Los láseres de alta potencia más utilizados en Odontología son:

- Argón
- Diodo
- Nd:YAG
- Nd:YAP
- Ho:YAG
- Er:YAG
- CO<sup>2</sup>

Los láseres con marcado efecto térmico son los de alta potencia. Estos producen distintos efectos físicos visibles sobre los tejidos gracias a sus propiedades fototérmicas.

Como hemos visto hasta ahora, el medio activo es el que le da el nombre al láser. Los láser de Argón y CO<sup>2</sup> utilizan un gas como medio activo, los demás son semiconductores en estado sólido elaborados con metales como galio, aluminio y arsénico o varillas de cristal granate elaborados generalmente a partir de itrio y aluminio, a los que se añaden los elementos cromo, neodimio, holmio o erbio.

Cada uno de ellos posee características propias que lo hacen diferente a los demás. En algunas ocasiones un mismo tratamiento se podría efectuar con más de un tipo de láser, aunque siempre hay alguno que puede ofrecer mejores características que los demás para un tratamiento en concreto (25).

### **1. Láser de Argón**

Este láser fue creado por Maiman, en 1962, en conjunto con la empresa *Hughes Research Laboratories* (79).

Es un láser que se encuentra en diferentes longitudes de onda, por lo que se pueden apreciar dos tonalidades de colores, uno verde con 510 nm de longitud de onda, y otro azul con 488 nm. Utiliza un medio activo gaseoso y forma parte de los láseres ionizantes, pudiendo emitir una radiación de entre 488-510 nm de longitud de onda que se transmite por fibra óptica a modo continuo.

Es bien absorbido por la hemoglobina, lo que hace que produzca una coagulación excelente por lo que es ideal para la eliminación y la cauterización de hemangiomas así como otras lesiones pigmentadas muy vascularizadas. No obstante, se produce un aumento considerable de la temperatura del tejido diana y no es bien absorbido por los tejidos de la cavidad bucal, por lo que, aunque hay que controlar ese exceso de temperatura, es ideal para realizar gingivectomías sin afectar al hueso o al esmalte (25).

Entre las propiedades del láser de Argón, se encuentra su capacidad para activar la canforoquinona, el fotoiniciador más común. Por lo que si se empleará

para polimerizar, el tiempo de polimerización resultaría más corto que con luces convencionales, incluso algunos estudios demuestran un incremento en la fuerza de la resina al polimeriza con este láser (80). Con esta longitud también es posible activar el peróxido de carbamida, para los blanqueamientos dentales.

Esta luz láser, al ser emitida dentro del espectro visible (es la única, el resto emite en el infrarrojo) ha sido de utilidad para diagnosticar caries (el láser de argón iluminará el diente y el área afectada por la caries se ve de color naranja-rojizo y fácilmente distinguible de las estructuras sanas de alrededor). Es más efectivo que el examen visual y la radiología convencional. También se han descrito aplicaciones, para encontrar conductos en endodoncia (81, 82).

Con todo lo anterior, es comprensible entender que el láser de Argón es poco utilizado en Cirugía Bucal. En la actualidad el uso de este láser en Odontología se ha visto disminuido, debido a que es considerado demasiado costoso y con una utilización más limitada, respecto a otras longitudes de onda (11).

## **2. Láser de Diodo**

Este láser consta de un diodo semiconductor que conduce la corriente en un sentido y difícilmente en el opuesto. El núcleo central es un cristal paralelepípedo de arseniuro de galio (Ar Ga) y consta de dos bloques unidos, uno es positivo con carencia de electrones y el otro es negativo con exceso de electrones. La zona limitante entre ellos es la unión de semiconductores (83).

Es un láser semiconductor, no es visible pero se encuentra en el infrarrojo cercano. Su longitud de onda se comprende desde 800 a 980 nm y se transmite por una fibra óptica, en modo continuo o tren de disparos.

Está muy indicado para las cirugías de tejidos blandos debido a que este láser tiene afinidad hacia la hemoglobina, oxihemoglobina y la melanina y se puede obtener una adecuada hemostasia de las lesiones superficiales de la mucosa bucal.

Debido a esta afinidad por la hemoglobina, se ha desarrollado una nueva alternativa en el tratamiento de las malformaciones vasculares venosas, bucales y labiales conocida como la deshidratación forzada mediante fotocoagulación inducida



( FDIP) con el uso del láser de diodo de 808-980 nm. Su absorción selectiva por la hemoglobina genera la fotocoagulación específica en los vasos venosos aplicándose la energía mediante una fibra óptica flexible de unos 300-320 micras, sin contacto tisular, aplicándola unos pocos segundos. La cicatrización de la zona tratada es prácticamente completada a los 15-21 días tras el tratamiento y, por lo general, se completa pasados los 30 días (84).

Debemos tener precaución con el láser de diodo, ya que es poco absorbido en superficie por lo que cuando se utiliza para realizar un corte, se produce un efecto térmico acumulativo en profundidad que puede producir amplias zonas de desnaturalización proteica. Por ello, para las cirugías de tejidos blandos, se debe usar a potencias altas y tiempos de emisión ultracortos, dejando entre disparo y disparo tiempo suficiente para que se produzca la relajación térmica, o bien a potencias más bajas en modo continuo para así evitar este sobrecalentamiento (30).

Los láseres de diodo, son los láseres más utilizados en Odontología, particularmente los que tienen como medio activo el GaAlAs (diodo semiconductor de Arseniuro de Galio y Aluminio). El efecto bactericida de los láseres de diodo ha sido evaluado en diferentes estudios. Las longitudes de onda más utilizadas son 810 nm, 908 nm, 940 nm y 980 nm. Al ser poco absorbidos por el agua son láseres que su efecto se produce en profundidad. A potencias máximas de 1W se puede usar en tratamientos endodóncicos y de periodoncia, para obtener una mayor desinfección de la zona irradiada. (30, 85, 86).

Kreisler y cols utilizaron una longitud de onda de 810 nm y una potencia de trabajo de entre 0,5 y 2,5 W, demostrando que potencias superiores a 1W producen carbonización parcial o total de la superficie radicular. Observaron además que se obtiene un adecuado efecto antibacteriano empleando este láser a 1W de potencia sin presencia de carbonización (87).

Por otro lado, Moritz y cols efectuaron un estudio en el cual aplicaban un láser de diodo de 805nm de longitud de onda a una potencia de 2,5W en bolsas periodontales durante 3-4 segundos. Observaron que los *Actinobacillus actinomycetemcomitans* bajaron un 73,5% y la *Prevotella intermedia* un 85,3% (88).

La eficacia bactericida del láser de diodo ha sido bien documentada. Fundamentalmente hay una significativa eliminación del *A. Actinomycetecomitans*. Esta invasión bacteriana está asociada con las formas más agresivas de enfermedad periodontal donde el tratamiento clásico de raspaje y alisado es menos eficaz. Estas bacterias se encuentran en los tejidos adyacentes a la bolsa por lo cual su terapia vendrá asociada con la administración de antibióticos. El láser de diodo puede proporcionar una solución sin antibióticos (89).

El láser de diodo ha sido también ampliamente propuesto para los procedimientos de blanqueamiento dental en clínica (90) y procedimientos de estética dental (91). La luz del láser de diodo activa el gel de blanqueamiento dental (peróxido de oxígeno, peróxido de carbamida o perborato sódico con peróxido de hidrógeno) provocando su descomposición química y acelerando su penetración en el esmalte. Sin embargo, clínicamente no se obtienen mejores resultados estéticos que con las técnicas de blanqueamiento convencionales aunque la aplicación del láser disminuye el tiempo de tratamiento representando una ventaja para el paciente y el profesional al reducir el tiempo clínico. (92, 93).

En ortodoncia, se ha estudiado la reducción del dolor inicial a la tensión con la terapia realizada con láser de diodo, observando que puede aumentar la velocidad de los movimientos de los dientes por el aumento de la actividad osteoclástica en el lado de presión y aumento de la actividad osteoblástica en el lado de tensión (70). Además, en el campo de la ortodoncia éste láser también tiene aplicación en la disminución del dolor de las ulceraciones orales producidas por la aparatología ortodóncica (94).

El-Kholey y cols, presentaron un estudio comparativo con 45 pacientes sometidos a una segunda cirugía de implantes con el láser de diodo de 980 nm versus bisturí frío. Encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $P < 0.0001$ ) en el uso de anestesia entre las cirugías del grupo estudio láser y el grupo control, concluyendo que el láser de diodo es altamente indicado, por sus beneficios, para las segundas cirugías de implantes (95).

Como hemos visto en los usos del láser de baja potencia, los pacientes sometidos a radioterapia o quimioterapia desarrollan mucositis, siendo muy dolorosas hasta el punto de poder obligar al oncólogo a reducir la dosis o el número de sesiones. Diversos autores han demostrado que el uso del láser de diodo reduce la gravedad de la mucositis y pueden ser utilizados de forma profiláctica antes de la radiación (76, 96, 97).

También se ha descrito el uso de este láser en LLLT como coadyuvante para la disminución de los herpes labiales, parestesias y neuralgias del trigémino (65).

### **3. Láser de Nd:YAG**

Estos láseres fueron introducidos por primera vez en Odontología en 1987, aunque fueron creados en 1964 (98).

Su medio activo es sólido y está constituido por un cristal de itrio (Y), aluminio (Al) y granate (G) con neodimio(Nd), elementos que componen el acrónimo Nd:YAG. El sistema de bombeo óptico es confiado a lámparas flash o a fuentes de otros láseres y su longitud de onda es de 1.064 nm . Los sistemas de conducción se harán a través de fibras ópticas, en modo pulsado o súper pulsado.

El modo continuo este láser no se emplea en Odontología, debido a que es poco absorbido en superficie y produciría un incremento de la temperatura acumulativo en profundidad. Si nos encontramos en ausencia de tiempos de relajación térmica, produce un efecto térmico indeseable (99).

Es un láser poco absorbido por el agua mientras que es bien absorbido por diferentes pigmentos como la melanina y la hemoglobina, por lo que está indicado para la cirugía de tejidos blandos, por su capacidad hemostática.

Produce un elevado efecto térmico y se absorbe en profundidad. Debido a estas características ha sido un láser muy utilizado en endodoncia dado que este puede ser transmitido a través de una fibra óptica; ello hace que se pueda aplicar en el interior de los conductos radiculares pudiendo llegar hasta zonas cercanas al ápice. Está se aplica en el interior del conducto radicular con el fin de lograr un efecto bactericida y poder disminuir de forma significativa el número de

microorganismos presentes en el interior, así como un sellado de los túbulos dentinarios al fusionarse con la dentina (100, 101).

La utilización del láser de Nd:YAG sobre los tejidos mineralizados en Odontología está en investigación desde 1987. Algunos autores comprobaron que aumenta la unión de las resinas compuestas a la dentina tratada y la de los brackets metálicos de ortodoncia al esmalte, como mencionamos anteriormente. Otros artículos definen también su uso para potenciar los blanqueamientos (59, 102).

A estas aplicaciones podemos añadir la vaporización del tejido careado, desinfectar las superficies del diente, tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria, eliminar manchas extrínsecas, preparación de fisuras para selladores y para el tratamiento de las paredes de los conductos de las raíces (103).

Se ha descrito el uso del láser de Nd:YAG para la soldadura intrabucal de metales, bien de elementos retenedores de prótesis removibles como de estructuras metálicas sobre implantes, para conseguir el ajuste pasivo (57).

#### **4. Láser de Er:YAG**

Se trata de un láser pulsado que posee un elemento sólido como medio activo compuesto por: un cristal sintético conocido como granate (cristalización en rombododecaedros, G), itrio (Yttrium, Y), aluminio (Aluminium, A) y contaminado con erbio (Erbium, Er). Dichos elementos dan su nombre mediante el acrónimo Er:YAG y poseen una longitud de onda de 2.940nm.

La utilización del láser de Er:YAG fue aprobada a principios de 1997 por la *Food and Drug Administration* (FDA) tras un informe elaborado por cinco profesionales después de tratar 130 caries, de los que sólo tres pacientes solicitaron anestesia. (11) En 1997 se aprobó el uso del Er:YAG para preparaciones cavitarias, en 1999 para cirugía de tejidos blandos y desbridamiento sulcular y en 2004 quedó aprobado para cirugía ósea.

Cuenta con un brazo articulado con espejos internos que transmiten la luz. Su aplicación puede ser por contacto, mediante fibra o puntas de diferentes tamaños y

materiales, o sin contacto. Normalmente se trabaja a 1mm del contacto, ya que las puntas en contacto pueden romperse.

Tiene una gran absorción por el agua (es el que posee una mayor absorción) lo que le hace tener un poder ablativo, o de corte, tanto en los tejidos duros como blandos. 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 micro explosiones tras producir la evaporación del agua del interior de las células. De aquí deriva la posibilidad de tratar no sólo el esmalte y la dentina, sino también el hueso (104).

En la cirugía de tejidos duros, osteotomías y osteotomías fundamentalmente, al ser los láseres que menor efecto térmico presentan estarían más indicados que cualquier otro. Esto sucede gracias a su gran absorción por el agua minimizando de esta manera, la elevación térmica de los tejidos circundantes. La utilización de un spray de aire y agua combinado con la luz láser favorece su acción sobre los tejidos duros dentales. En cirugía perapical ha sido muy utilizado además por su capacidad desinfectante (105).

En Odontología Conservadora, este tipo de láser ha sido muy estudiado para la preparación de cavidades dentales. Una de sus principales ventajas es la posibilidad de realizar estos tratamientos sin anestesia, de ahí la importancia de refrigerar bien los tejidos, para favorecer la ablación y evitan la sensación de dolor (30).

La ablación con láser de Er:YAG deja una superficie limpia, libre de barrillo dentinario, con los túbulos abiertos. Actualmente se están llevando a cabo numerosos estudios para valorar el comportamiento en la adhesión de esta superficie dentaria con los diferentes *bondings* y materiales de restauración (106).

Diversos artículos presentan estudios sobre la textura rugosa que queda en el esmalte tras la irradiación con láser de Er:YAG. Debido al aumento de superficie que ello supone, incrementa la fuerza de adhesión de los materiales de obturación, obteniendo tras la aplicación de estos láseres, un 70% a un 90% de retención mayor, en relación con el ácido ortofosfórico (107, 108).

Kepler y Host consideran que al preparar la dentina próxima a la pulpa es posible conseguir una remoción precisa y moderada sin provocar daños pulpares irreversibles, siempre que se elijan los parámetros de láser correctos. Encontraron en sus pacientes un mayor confort que con la técnica de turbina convencional (109).

La exposición al Er:YAG de las bacterias (que tiene un alto contenido en agua) 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 bacterias simplemente por el aumento rápido de su temperatura intracelular.

El efecto bactericida del láser de Er:YAG ha sido ampliamente estudiado en diferentes publicaciones. Desde los primeros estudios en que Ando y cols. demostraron el efecto que se producía con este láser en las bacterias periodonto patogénicas, muchas han sido las publicaciones que han demostrado su acción en diferentes tipos de bacteria (100, 110).

García Núñez y cols. obtienen resultados aceptables en la eliminación del cálculo, aunque comentan que puede ser difícil lograr las puntas necesarias para llegar hasta todos los puntos necesarios(111).

El láser de Er:YAG en Endodoncia se utiliza para facilitar la instrumentación manual, efectuando pequeñas ablaciones en las paredes de los conductos, que permiten una correcta preparación biomecánica de los mismos. Debido a que es un láser bien absorbido por el agua su efecto se produce en las capas más superficiales y, por ello, en las capas dentinarias más profundas su acción bactericida es menor respecto a otros láseres como los de Nd:YAG o el láser de Diodo. Sin embargo, algunos estudios recientes demuestran que su capacidad bactericida es similar, o en algunos casos mayor, aún en conductos curvos. En estos estudios no se hace referencia a la penetración del efecto bactericida ya que solo recolectan las bacterias del interior del conducto principal (112).

Esta absorción minimiza la elevación térmica de los tejidos circundantes, combinado con la utilización de un spray de aire y agua. Es importante resaltar que el láser de Er:YAG cuando trabajan en tejidos duros necesitan un spray de aire-agua

que potencie y facilite el efecto ablativo, elimine los productos de la microexplosión, reduzca el riesgo del efecto fototérmico y así refrigere el tejido.

Diversos autores, como Leija et cols y Kreisler et cols, han descrito la efectividad bactericida del láser de Er:YAG sobre la superficie de los implantes, lo que sugiere que su uso podría ser positivo para el tratamiento de la mucositis periimplantaria y de la periimplantitis (113, 87).

Arnabat y cols, presentaron un estudio sobre la aplicación del láser de Er:YAG en la segunda fase de la cirugía implantológica para la exposición del tapón de cierre del implante, siempre y cuando contáramos con la suficiente encía queratinizada. Comprobaron que el trauma quirúrgico es mínimo, que la necesidad de aplicación de anestesia local ocurrió en menos del 80 % de los casos y que disminuye de forma significativa el tiempo de cicatrización, lo que permitió iniciar antes el tratamiento prostodóncico (114).

El inconveniente de este láser es el coste del equipo, sus dimensiones y que presenta una curva de aprendizaje algo más complicada que el resto de dispositivos.

## **5. Láser de ER,CR:YSGG**

El láser de Er,Cr:YSGG es un láser de alta potencia cuya cavidad de resonancia posee un cristal de tipo granate que está compuesto por itrio (Yttrium, Y), escandio (Scandium, S) y galio (Gallium, G) contaminado con erbio (Erbium, Er) y cromo (Chromium, Cr). Posee una longitud de onda de 2.780 nm, algo menor que el Er:YAG.

Es un láser de características similares al Er:YAG aunque con algunas pequeñas diferencias. Es bien absorbido por el agua y por la hidroxiapatita aunque algo menos que la del láser de Er:YAG . Por lo tanto, también es absorbido en las capas superficiales de los tejidos dentales. Su índice de penetración, a pesar de ser algo mayor que el Er:YAG, es muy inferior a los otros láseres de Nd:YAG y diodos (100). Estará indicado tanto para el tratamiento de tejidos duros como blandos debido a dicha absorción por todos los tejidos biológicos con moléculas de agua. En la cirugía de los tejidos blandos tiene la capacidad de realizar cortes por ablación

muy precisos, pero con una escasa hemostasia. El láser de Er, Cr:YSGG tendrá una capacidad hemostática menor que el láser de CO<sup>2</sup> pero un tanto mayor que la del láser Er:YAG (30).

Matsumoto y cols, aplicaron el láser de Er,Cr:YSGG en 44 pacientes, efectuando 50 preparaciones cavitaria. Estos concluyeron que el Er,Cr:YSGG es eficaz para la eliminación de caries y la preparación de cavidades para su posterior restauración (115).

La posibilidad de hacer la terapia endodóncica completa aplicando el láser Er,Cr:YSGG. fue aprobada por la FDA en 2002 (116, 117).

Actualmente hay pocos estudios in vivo en los que se evalúa el efecto de este láser en endodoncia, Martins y cols. han presentado un estudio, a 6 y 12 meses, con pacientes tratados con el láser de Er,Cr:YAGG obteniendo unos resultados muy alentadores (100, 118, 119).

Tanto el láser de Er:YAG como el de Er,Cr:YSGG pueden ser utilizados para eliminar el cálculo y desinfectar las bolsas periodontales (105, 120).

## **6. Láser de CO<sup>2</sup>**

Su medio activo es gaseoso. Presenta una longitud de onda de 10.600nm. El rayo láser de CO<sup>2</sup> es un haz invisible para el ojo humano. Por este motivo estos aparatos estarán constituidos siempre por dos sistemas; uno de ellos será el marcador rojo anaranjado, que normalmente es un láser de He-Ne, y el otro el terapéutico o láser de CO<sup>2</sup>. Puede trabajar en modo continuo o discontinuo en tren de disparos (121).

Al contrario que el láser de erbio, el láser de CO<sup>2</sup> actúa directamente sobre la hidroxiapatita y no en el agua que la rodea, provocando un calentamiento intenso del tejido irradiado. Por dicha razón la longitud de onda de 10.600 nm es utilizada para el tratamiento de los tejidos blandos (11).

El efecto tisular del láser de CO<sup>2</sup> se produce principalmente por la generación de calor. Este calor puede dar como resultado un ligero aumento de la temperatura, o bien, la carbonización, fusión o vaporización del material irradiado.



El rayo láser de CO<sup>2</sup>, cuando es enfocado en un punto pequeño (entonces su estado es máxima densidad de energía), puede realizar una disección precisa. En cambio, si se utiliza desenfocado y extendido, su efecto permite la vaporización de las células y coagula los vasos sanguíneos más pequeños que el diámetro del rayo. Es el láser que posee más número de indicaciones para la cirugía de tejidos blandos en los que se requiera de mayor capacidad hemostática (122).

Este láser permite una muy buena coagulación dado que es capaz de coagular vasos con calibre no superior a 0,5 mm. A pesar de obtener un campo exangüe cuando se utiliza como fotobisturí, los vasos de calibre superior a 0,5 mm de diámetro pueden presentar hemorragia. El láser de CO<sup>2</sup> sella los vasos sanguíneos de calibre inferior a 0,5mm, que son los responsables de la mayoría de hemorragias pre y postoperatorias. Debido a su capacidad hemostática es el láser más recomendado para la cirugía de lesiones de origen vírico evitando así la diseminación hemática de este tipo de lesión (26).

En implantología se ha descrito su uso para ser utilizado para la exéresis de la encía queratinizada con el fin de liberar el tapón de cicatrización en las segundas fases quirúrgicas, aunque debemos recordar que es más aconsejable mantener, en lo posible, la encía adherida a fin de no comprometer la estética de la rehabilitación por lo que solo se debe utilizar sin comprometer el tejido de alrededor del implante (25).

Autores como Melcer y cols. describen que las indicaciones del láser de CO<sup>2</sup> sobre el esmalte serían para la colocación de selladores de surcos y fisuras así como en restauraciones de resinas compuestas sin necesidad de grabado ácido, colocación de brackets de ortodoncia y para favorecer la remineralización, frenando la desmineralización del esmalte ya que eleva la microdureza superficial y aumenta la resistencia a la disolución ácida. También se ha descrito su uso para desinfectar los conductos en endodoncia, por su capacidad de desinfección (123, 124).

No obstante otros autores reflejan, que el calor generado durante la irradiación (aún usando potencias bajas y un tiempo amplio entre pulsos) aumenta de manera considerable el riesgo de producir una pulpitis iatrogénica o la carbonización de los

conductos, por lo que el uso del láser de CO<sup>2</sup> no es el de elección en estos tratamientos, existiendo además otros láseres que evitan tales riesgos (121, 125).

No es recomendable irradiar tejidos duros con finalidad de hacer ostectomía, osteotomía, o preparación de cavidades con este tipo de láser. El láser de CO<sup>2</sup> se aplicará sobre los tejidos blandos y no sobre los tejidos duros. De esta manera debemos proteger los dientes y corticales óseas cuando vayamos a utilizarlos.

Para poder incorporar el láser a la praxis diaria, el profesional debe conocer, entre otros, las indicaciones - contraindicaciones así como la forma de utilización de los distintos tipos de láseres antes de su aplicación clínica.

### **1.1.6.- Láser en Cirugía Bucal**

La utilización de la terapéutica láser en el campo de la Cirugía Bucal es un hecho habitual que viene desarrollándose desde hace años. El uso de los láseres en la cirugía de tejidos blandos se lleva empleando desde comienzos de 1988, este tuvo un especial interés en este campo, por las innumerables ventajas que ofrecía en comparación con la cirugía convencional (126).

La tecnología láser tiene múltiples aplicaciones en la Cirugía bucal, tanto para la exéresis de tejidos blandos como para la eliminación de tejido duro dependiendo de la longitud de onda que vayamos a emplear.

Como hemos visto, cada tipo longitud de onda tiene unos efectos biológicos determinados. Con esto hemos explicado la importancia de la posibilidad de tener láseres que actúen en profundidad sobre los tejidos, con respecto a otros que actúan superficialmente, así como láseres que son capaces de trabajar en un campo seco porque inducen a la coagulación y la carbonización del tejido tratado (11).

La acción quirúrgica del láser como hemos visto, está determinada por la acción fototérmica en el tejido irradiado. La energía suministrada por el láser determinará un aumento en la energía cinética en las moléculas atacadas, a través de un desplazamiento inicial de las cargas eléctricas. Debido al choque de estas moléculas, se obtendrá la transformación de la energía cinética en energía térmica,

con la consecuente evaporación del tejido. Esto dará lugar a lo que se denomina acción quirúrgica del láser (14, 15).

Las aplicaciones de esta tecnología en cirugía las podemos dividir en dos grupos:

**A. DIRECTA:** Cuando se produce contacto con la zona a tratar, mediante el uso de pequeñas fibras. Suelen emplearse para tratamientos en periodoncia y cirugía, como serían las resecciones de pequeñas tumoraciones de tejidos blandos.

**B. INDIRECTA:** Es necesario la existencia de un rayo guía, generalmente de He-Ne (helio-neón), que permite señalar la zona sobre la que el láser va actuar. Suelen acompañarse de un dispositivo, que determina la distancia, para que el láser alcance su máxima concentración de energía focalizada.

Cuando esta distancia aumenta porque nos alejamos de la zona se habla de aplicación desfocalizada. Las aplicaciones focalizadas se utilizan para corte de tejidos y las desfocalizadas para barridos o vaporizaciones.

Expondremos las diferentes patologías subsidiarias de ser tratadas con distintos láseres quirúrgicos dividiendo en tres las aplicaciones del láser en Cirugía Bucal:

### **1.- Cirugía de tejidos duros:**

Para irradiar los tejidos duros utilizaremos con mayor indicación, los láseres de Er-Cr:YSGG o Er:YAG.

Las longitudes de onda (Diodo, Nd:YAG y CO<sup>2</sup>) quedan prácticamente contraindicadas, para efectuar osteotomías y odontosecciones.

La aplicación de estos láseres en osteotomías parece ser más ventajosa que la del láser CO<sup>2</sup>. Producen cortes más limpios y con una mejor cicatrización.

Kimura et cols, realizaron un estudio in vitro en hueso mandibular canino, cuyos objetivos fueron investigar los cambios morfológicos y de temperatura que se producían en las zonas irradiadas durante y después de la irradiación láser de Er,Cr:YSGG, para así evaluar el efecto de corte en el hueso mandibular. Estos

resultados mostraron que el Er,Cr:YSGG, producían cortes eficazmente, sin quemar ni alterar la relación calcio fosfórico del hueso irradiado (127).

Su utilización en el campo de la cirugía periapical es defendida por diversos autores que ven ventajas significativas sobre los métodos tradicionales. La realización de la osteotomía y la apicectomía con el láser de Er:YAG supone que este paso de la cirugía periapical sea más limpio, ya que no se impulsan contaminantes sobre la herida (lubricantes del instrumental rotatorio) y prácticamente no quedan detritus en la cavidad, lo que mejora significativamente la cicatrización y el postoperatorio. Además, el efecto esterilizante de la superficie radicular y ósea parece mejorar los resultados de este tratamiento (105).

En la cirugía periapical puede utilizarse más de un láser simultáneamente: los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG para los tejidos duros y los láseres de Nd:YAG o de Diodo para eliminar, en lo posible, los microorganismos patógenos que puedan existir tanto en la zona periapical como en el propio diente (25).

Tras la extracción quirúrgica de los terceros molares incluidos, o cirugías de otras retenciones dentarias, se puede observar un curso postoperatorio más favorable con menor edema y dolor cuando se ha efectuado todo el procedimiento quirúrgico con el láser de Er,Cr:YSGG.

Se han propuesto láseres como el CO<sup>2</sup> y el Er:YAG para disminuir la permeabilidad de la dentina a la hora de realizar una apicectomía (128). El láser de Nd:YAG también fue propuesto por otros autores para vitrificar la dentina de la zona donde se realizará la obturación retrograda (129).

El láser de Er:YAG es absorbido fuertemente por los cristales de hidroxiapatita que presenta el tejido duro dentario y el agua que contienen los tejidos blandos.(15) Tanto el láser de Er: YAG como el Er, Cr: YSGG, por sus características de longitud de onda, presentan múltiples usos y aplicaciones en la cirugía de tejidos duros.

## 2.- Cirugía de tejidos blandos

En la cavidad bucal pueden presentarse multitud de patologías de cualquiera de los tejidos blandos que se encuentran en ella. Éstas pueden tener una etiología y características anatomopatológicas muy distintas.

En el campo de la tecnología láser, la cirugía de tejidos blandos sería la aplicación de elección. Los diferentes tipos de láser nos dan la posibilidad, según sea la patología que tenga que ser tratada, de elegir la longitud de onda que sea más beneficiosa para cada lesión.

Las aplicaciones más frecuentes serán para: fibromas, mucocelos, frenectomías, vestibuloplastias, gingivectomías, angiomas, telangiectasias, leucoplasias, granulomas, etc. Los que suelen presentarse con mayor incidencia son las hiperplasias fibrosas (25)(130)(131).

Las primeras longitudes de ondas que se usaron en las cirugías de tejidos blandos fueron: el láser de Rubí pulsado de Maiman, el láser de Argón (488 nm), el de CO<sup>2</sup> (9600nm), el de Nd:YAG(1064nm) y el láser de diodo (810 nm y 980nm) (132).

Los láseres que constan con mayores estudios en el campo quirúrgico son el de CO<sup>2</sup>, Nd:YAG, Er:YAG y Diodo (4).

Otros láseres han sido menos estudiados como el láser de argón (488 nm). La energía del láser de argón es muy pobremente absorbida por los tejidos que no estén altamente vascularizados. El Nd:YAG ha sido más estudiado que el láser de Argón, pero ambos, tienen indicaciones muy limitadas en la Cirugía Bucal aunque se utilizan en las cirugías combinado con otros láseres por su alta capacidad desinfectante. Este hecho, junto con sus pobres propiedades hemostáticas, hace que el láser de Argón sea menos útil en tratamientos quirúrgicos que otros tipos de láser (25).

El láser por excelencia en la cirugía de tejidos blandos es el láser de CO<sup>2</sup>. Éste es el que nos ofrece mayor control de la hemostasia para las patologías en las que prevemos un sangrado profuso y una cicatrización más rápida. Debido a su mayor capacidad hemostática, será el láser de elección para la exéresis de lesiones

verrucosas relacionadas con el papilomavirus humano (PVH-1), debido a la alta capacidad de contagio de este virus por contacto con la piel de las membranas mucosas o fluidos corporales, evitando de esta manera que por el sangrado se disemine el virus a otra localización (26) .

García- Ortiz de Zárate y cols, describen las siguientes ventajas con el Láser de CO<sup>2</sup>: una cirugía limpia con una ausencia de diseminación celular por vía hemática/linfática, ausencia o reducción del edema y del dolor postoperatorios y una cirugía exangüe (el láser sella los vasos sanguíneos de calibre inferior a 0,5mm, que son los responsables de la mayoría de hemorragias pre y postoperatorias) por lo que reduce la duración de la intervención quirúrgica (18).

España Tost AJ. confirma que el Láser de CO<sup>2</sup> se aplicará sobre los tejidos blandos y no sobre los tejidos duros. Esto obliga a proteger los dientes y las corticales óseas cuando se esté trabajando cerca de ellos (14).

En numerosos artículos, se expone que el tratamiento con laser de CO<sup>2</sup> en el caso de las leucoplasias con un aspecto clínico premaligno (como son las leucoplasias verrugosas), o, ante otras entidades de pronóstico dudoso (como el liquen plano erosivo), ofrece como ventaja principal un buen postoperatorio y la reducción del riesgo de diseminación hemática o linfática de posibles células malignas. No obstante, incide en que el control intraoperatorio de los márgenes es muy complicado lo que puede favorecer la recidiva de este tipo de lesiones (25,26,121).

Con un láser de CO<sup>2</sup> lesiones benignas superficiales de la mucosa oral, se pueden eliminar por evaporación. Numerosos estudios parecen indicar el uso de este láser como un tratamiento adecuado para el tratamiento de la leucoplasia de la mucosa oral. En 1985 se estudió el efecto de la luz del láser CO<sup>2</sup> en la mucosa y la curación después de la evaporación con láser de CO<sup>2</sup>. Se trataron 103 casos de leucoplasia de la mucosa oral. La tasa de curación fue del 91% y no se presentaron lesiones de malignidad en la zona tratada. El grupo se amplió a 282, y se evaluó de nuevo, con una tasa de curación del 90%. En un 1% de los casos se observaron degeneraciones malignas. Por lo tanto concluyeron, que la evaporación con láser de

CO<sup>2</sup> parece la modalidad de elección para el tratamiento de la leucoplasia de la mucosa oral (133).

Otros láseres como el de diodo están adquiriendo, desde hace años, una importancia muy relevante en el campo de la cirugía de los tejidos blandos. Debido a su alta capacidad desinfectante, están muy indicados para la cirugía periapical o periodontal. Este láser es muy eficaz en la coagulación de lesiones superficiales, proporcionándonos un campo quirúrgico seco (134).

Larrea-Oyarbide y cols. aseguran que el láser de diodo proporciona menor dolor, inflamación y edema postoperatorio en las cirugías de tejidos blandos (30).

Romanos et cols. realizaron un estudio en 22 pacientes que presentaban varias patologías (fibromas, gingivectomías, frenillectomías, etc.) donde valoraron la cicatrización de los tejidos tras la extirpación de las lesiones con el láser 980 nm utilizados a una potencia de 2W en onda continua. Intraoperatoriamente estudiaron la hemostasia y la precisión en la incisión; en la evaluación postoperatoria observaron el sangrado, la inflamación y la cicatrización. Realizaron revisiones a los tres días, una semana, dos semanas y cuatro semanas. Concluyeron que el láser de Diodo de 980 nm es beneficioso para la práctica diaria y en la cirugía de tejidos blandos orales (83).

El láser de Diodo es absorbido en menor medida por el agua, y se absorbe más en profundidad que los láseres de Er:Yag, Er:Cr.YSGG y de CO<sub>2</sub>. Esto permite que la cirugía de los tejidos blandos se pueda realizar en la proximidad del hueso y de los dientes (14). El uso del láser de Diodo, como ya hemos visto, está indicado para las cirugías en la mucosa bucal, debido a que este láser tiene afinidad por la hemoglobina, oxihemoglobina y la melanina aunque su efecto hemostático es mucho menor que con el láser de CO<sup>2</sup>, por lo que este último será el láser de elección si prevemos un sangrado profuso (10).

Revilla-Gutiérrez V y cols. no recomienda la utilización del láser de Er:Yag en pacientes con trastornos de la coagulación, en pacientes que estén bajo tratamiento con fármacos anticoagulantes ni para la exéresis de lesiones profundas con un gran componente inflamatorio (16).

Rizoiu y cols. presentan un estudio comparativo de los márgenes de resección de tejidos blandos y de la posterior curación de las heridas tras la toma de biopsias mediante la utilización del láser de Er,Cr: YSGG, el bisturí frío y la punción. Al comparar los resultados histológicos y la curación de las heridas, no encontraron diferencias significativas, concluyendo, por tanto, que este láser es útil para procedimientos diagnósticos como la biopsia, consiguiendo igualmente una buena curación de la herida (135).

Los láser como el Nd:YAG o Argón tienen una acción más limitada en el campo de la Cirugía Bucal, debido a que penetran muy en profundidad, y que producen amplias zonas de desnaturalización térmica. Por ello se deben usar a potencias altas y tiempos de emisión ultracortos.

Zavaleta y cols. recomiendan el láser de diodo, para la cirugía de lesiones vasculares y cirugía de tejidos blandos, obteniendo una intervención limpia, campo exangüe y libre de microorganismos debido a su alta capacidad desinfectante (99).

### **3.- Otras aplicaciones en cirugía bucal**

Se podrá utilizar de manera combinada, a la hora de realizar un rescate de un diente incluido, en los tratamientos combinados de Ortodoncia y Cirugía, cuando se prepara el diente incluido para la colocación del bracket. El acondicionamiento del esmalte se puede realizar con los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG, permitiendo una preparación de la superficie del diente más segura ya que se evitan así el contacto del ácido ortofosfórico con los tejidos adyacentes (136, 137).

Otros de los usos son la soldadura intraoral con láser, aunque está todavía en sus inicios, es un procedimiento que resulta prometedor y pertinente para la restauración de prótesis dañadas. Se puede realizar sin los riesgos que conlleva retirar la prótesis, así como para la construcción de la misma, evitando así los fallos de precisión que pueden aparecer en la toma de impresiones (138).



### ***Beneficios del uso del láser en Cirugía Bucal***

Son varios los beneficios que presenta la tecnología láser en el campo de la Cirugía Bucal. A continuación se enumeraran los más importantes:

1. Alta capacidad desinfectante: gracias a esta características, se disminuye la posibilidad de que se produzca una infección cruzada(139, 140).
2. Menor uso de antibióticos: debido a su efecto desinfectante. La cobertura antibiótica no suele ser necesaria. El calor que crea al contacto del láser con los tejidos hace que en los bordes de la herida se disminuya considerablemente la carga bacteriana (25, 141).
3. Requiere una infiltración anestésica mínima, ya que el rayo de luz láser corta a través de su fibra óptica, produciendo calor, por lo tanto irá produciendo una desnaturalización proteica y nerviosa, siendo más indoloro que la cirugía convencional (134, 142).
4. Induce la hemostasia, produciendo una coagulación sin necrosis. Esto proporcionará que haya un sellado a nivel linfático y capilar, por lo que modulará la respuesta que se produce ante cualquier agresión quirúrgica (25, 130, 134).
5. Reduce el tiempo quirúrgico, ya que nos encontramos ante un ambiente limpio y sin sangre, debido a su capacidad hemostática, por lo que tendremos una mejora en la calidad del tratamiento y una buena visibilidad del campo operatorio ( 30, 143, 144).
6. No hace falta suturar. Debido a su excelente capacidad de coagulación se permite una cicatrización por segunda intención, encontrándonos

con una ausencia de miofibroblastos y evitando así cicatrices retractiles poco estéticas (26, 83, 145).

7. Reduce el dolor y el edema postoperatorio. Estos son los beneficios más valorados a la hora de realizar una cirugía con láser. La inflamación y la fibrosis es mucho más favorable también debido a que se ha descrito que el uso del láser produce un coágulo de proteínas en la superficie de la herida que actuaría como un tapón biológico y sellaría las terminaciones de los nervios sensitivos (30, 39, 70, 105).
8. Esta nueva tecnología esta muy aceptada por los pacientes.

Como ya hemos visto, entre los beneficios que se observan a nivel intraoperatorio estaría una menor infiltración anestésica debido al sellado de las terminaciones nerviosas y la desnaturalización proteica que se produce por el calor. (142). Además, por su capacidad coagulante, prácticamente no habrá sangrado, por lo que tendremos una mejor visibilidad del campo operatorio y así reduciremos el tiempo quirúrgico (57).

En el postoperatorio observamos que no es necesario administrar puntos de sutura, por lo que habrá una cicatrización más rápida por segunda intención, no suele ser necesario un tratamiento antibiótico y se reducirá considerablemente el dolor y el edema postoperatorio (30, 146) .

Debemos añadir a estos beneficios, que los pacientes con afecciones a nivel sistémico de alteraciones en la coagulación, hipertensión, pueden ser tratados sin tener que hacer cambios en su medicación o añadiendo fármacos a sus tratamientos habituales (147).

Como hemos visto desde 1962 el láser ha sido usado para la cirugía de tejidos blandos en la cavidad bucal, con ventajas muy significativas en comparación con la técnica tradicional; control excelente del sangrado, posibilidad de evitar la

sutura, y un gran confort del paciente tanto a nivel intraoperatorio como postoperatorio.

Las ondas que se han usado hasta el momento parece que, aún unidas a una excelente capacidad de ablación, producen daño térmico en la profundidad de los tejidos pudiendo empeorar el proceso de cicatrización con la consecuente falta de confort a nuestros pacientes en el postoperatorio.

### **1.1.7.- Aplicaciones quirúrgicas del láser de Diodo (980 nm) y el Láser KTP (532nm )**

#### ***1.1.7.1.- Láser de diodo de 980 nm***

El láser de diodo, siguiendo las clasificaciones internacionales en cuanto a las medias de seguridad, tanto de la Unión Europea (ISO) como de los EEUU (ANSI), es un láser de clase IV. Por lo tanto debemos tener las medidas de precaución adecuadas para este tipo de láser. Esto significa que la radiación puede causar graves daños si actúa directamente en los tejidos o incluso si dispersa la radiación reflejada (41, 50). El principal riesgo que implica la manipulación de radiaciones visibles o infrarrojas con longitudes de onda entre los 400 y los 1.400 nm es la posibilidad de dañar la retina. Debido a que el haz de energía láser puede ser reflejado por instrumentos cercanos a la zona operatoria o incluso por el propio tejido irradiado, deben utilizarse como medida de seguridad siempre gafas protectoras especiales, tanto para el paciente como para el profesional y el personal auxiliar (148).

Cuando se crearon los primeros láseres de diodo, éstos aparatos eran muy voluminosos. Hoy en día, el desarrollo tecnológico actual ha permitido la creación de aparatos más dinámicos, menos voluminosos y sobretodo más eficaces, que ayudan mucho en los tratamientos y a la hora de ser trasladados. Este láser es de los más económicos y está constituido por un medio activo sólido, formado por un semiconductor que usa una combinación de galio, Arsenio y otros elementos como

el aluminio o el indio para transformar la energía eléctrica en energía luminosa. Pueden emitir en modo continuo o en pulsos y la energía es fácilmente transportable a través de fibra óptica. La fibra se pone en contacto con los tejidos blandos para los procedimientos de ablación, incisión y escisión (83).

Estas fibras ópticas deben de ser preparadas antes del primer uso y varias veces intraoperatoriamente para garantizar la eficacia del láser. Este proceso, llamado iniciación. Consiste en depositar un fino pigmento oscuro al final de la fibra, produciendo el efecto de *Hot Tip*. Las fibras ópticas pueden variar entre distintos grosores (200, 300 y 600  $\mu\text{m}$ ). Para la cirugía se debe utilizar la fibra de 320  $\mu\text{m}$ . (57). El láser de diodo emite en el infrarrojo cercano, no visible al ojo humano, con una potencia comprendida entre 0,5 W y 15 W.

El láser de diodo de 980 nm emite en forma de una luz de color rojiza y lleva tiempo siendo utilizado en el campo odontológico, presentando numerosas aplicaciones en la especialidad de la Cirugía Bucal, preferentemente para realizar intervenciones quirúrgicas sobre los tejidos blandos, siempre que no implique un excesivo sangrado. Las aplicaciones de este tipo de láser se van a relacionar con su efecto bactericida, por lo que también tendrán indicaciones en periodoncia, endodoncia y blanqueamiento dental como vimos anteriormente (30, 149).

Algunas longitudes de onda láser funcionan tanto en tejidos duros como blandos (2.780 nm, 2.940 nm), mientras que otros láseres, como el diodo de 980 nm sólo producirá efectos en los tejidos blandos. Éste tiene una muy buena acción quirúrgica y hemostática en dichos tejidos por lo que es muy usado en frenectomías labiales superior, en frenectomías linguales, gingivectomías y remodelación por agrandamiento gingival (gingivoplastia), exposición quirúrgica de dientes submucosos, operculectomías, eliminación de fibromas e hiperplasias, incisión y drenaje de abscesos, vestibuloplastias, aftas, herpes y eliminación de tejido granulomatoso (39, 83, 137, 149, 150).

Además, los láseres de diodo, debido al contacto sobre el tejido blando, permiten efectuar incisiones con una profundidad de corte de 2-6 mm (143, 151). Respecto a la cirugía convencional presentan una gran ventaja al realizar un sellado

de los vasos sanguíneos y linfáticos que, como resultado, dan lugar a una hemostasia y, consecuentemente, la reducción del edema postoperatorio y el uso de puntos de sutura. Como sucede una cicatrización por segunda intención, habrá una disminución de tejido cicatrizal en la zona intervenida. Por último, el tejido diana presenta una desinfección como resultado de un calentamiento local y la producción de una capa posterior de fibrina. (39, 150, 152).

El láser de diodo puede emitir en modo continuo o pulsos. Se deben tomar algunas precauciones cuando se emplea en modo de emisión continuo pues genera un rápido aumento de la temperatura en los tejidos sobre los que se trabaja. Si se utiliza a potencias altas se debe utilizar en pulsos ultracortos para dar tiempo a que se refrigere el tejido.

Romanos G. y cols., en un reciente estudio del 2013, asegura que el nuevo desarrollo en la tecnología láser en la cirugía de los tejidos blandos ha permitido la introducción reciente de equipos que permiten un mayor control de los efectos secundarios sobre los tejidos por sobrecalentamiento. De esta forma se han podido mejorar los resultados quirúrgicos en tejidos blandos con este láser (153).

España Tost y cols. reflejan en numerosos artículos que, con el uso de este tipo de láser de diodo de 980 nm en lesiones hiperplásicas de la cavidad oral, existe una ausencia de cicatriz retráctil en el postoperatorio (25, 30,154).

#### **1.1.7.2.- Láser de o 532 nm, KTP o Green laser**

El láser KTP o "Green laser", es un láser sólido con un medio activo que emite en la parte visible del espectro (su haz es una luz verde muy intensa) producida por un procedimiento muy especial. En primer lugar un láser diodo (810 nm) actúa como "bombas" de energía para estimular un cristal de Nd: YAG (1.064 nm). Por otro lado, presenta un cristal de Potasio-Titanil-Fosfato (KTiOPO<sub>4</sub>) situado entre el medio activo y el espejo semireflectante, de esta manera se duplica la frecuencia de vibración de los fotones reduciendo así a la mitad su longitud de onda con lo que termina emitiendo un rayo de 532 nm (155).

El láser KTP se ha introducido en el campo de la Medicina gracias a su gran afinidad por la hemoglobina y oxihemoglobina, llegando a ser muy eficaz en los tejidos vasculares . Además, en contraste con el láser de Nd: YAG, en los tejidos orales rojos se absorbe a nivel del tejido superficial evitando la penetración de tejido profundo, siendo un láser muy seguro.

El coste de este equipo es ciertamente mayor que el del láser de diodo. (156)

Uno de los primeros usos del KTP en Medicina fue en el campo de la Neurocirugía (157). En un principio, comenzó a utilizarse ampliamente en la vaporización de los tumores prostáticos y en las cirugías otorrinolaringológicas: laringe, epiglotis, papilomatosis, tumores nasofaríngeos y en pequeñas operaciones de huesos del oído y nariz (158, 159) .También se ha introducido recientemente en cirugías de resecciones pulmonares (160, 161) , sin embargo, y para resumir, su uso principal siempre ha sido en cirugía vascular y en los tratamiento de la epidermis en dermatología. Todo ello gracias a su gran afinidad por la hemoglobina (162, 163).

En Odontología se utilizó por primera vez, y con gran éxito, en el blanqueamiento de los dientes asociado con gel de peróxido de hidrógeno rojo, siendo así un color complementario al color verde de este láser (164). Varios estudios han descrito posteriormente la eficacia en la descontaminación de las canales radiculares y las bolsas periodontales (165,166). Nammour y cols. estudiaron las superficies de 60 dientes humanos unirradiculares que se trataron con instrumentos convencionales y después pasaron por la emisión láser. Se midió el aumento de la temperatura pulpar, concluyendo que el láser de KTP se puede utilizar de forma segura y sin daño térmico a la pulpa ni al tejido periodontal (166).

Fornaini y cols. estudiaron 52 pacientes, afectados con una patología oral benigna en tejidos blandos. Evaluaron el tiempo de la intervención en relación con el incremento de la temperatura y, con una escala EVA, estudiaron el dolor intraoperatorio y postoperatorio además de la necesidad de toma de antibióticos. Todos los casos se trataron sin necesidad de infiltración anestésica (se aplico anestesia tópica Emdla). Concluyeron que con el uso de esta longitud de onda de 532 nm a baja potencia (1 W) y una fibra de 320 µm, nos proporciona una nueva

herramienta en el tratamiento de lesiones en tejidos blandos benignas en la cavidad oral, con una buena cicatrización, buena capacidad de ablación y control del dolor (156).

Romeo y cols. aseguran que el láser KTP es el láser odontológico con mayor absorción por la hemoglobina, oxihemoglobina y melanina, dada su longitud de onda. Esto lo hace un láser muy indicado para lesiones vasculares junto con el hecho de que además solo se absorbe en la superficie sin llegar a penetrar en los tejidos adyacentes (155).

Hidetaka Miyazaki y cols. presentaron un estudio in vivo de cuatro pacientes que presentan una malformación vascular en la cavidad oral. Utilizaron el láser de KTP en modo continuo, con una potencia de entre 2 y 3 W. Las revisiones se realizaron a las veinticuatro horas, catorce días, un mes y tres meses. A las 24 horas había una presencia de dolor moderado e inflamación. A los tres meses la lesión había desaparecido, pero había una presencia de una cicatriz retráctil en la zona. Estos autores concluyen, como otros, que el uso del láser de KTP para la cirugía de los tejidos blandos de la cavidad oral está indicado y más si son lesiones con tendencia al sangrado por su absorción a la oxihemoglobina y hemoglobina (167).

## **1.2.- LESIONES HIPERPLÁSICAS EN LA MUCOSA YUGAL**

En la mucosa bucal nos encontramos con una membrana de epitelio-conectivo que reviste la cavidad oral; una parte está constituida por epitelio estratificado de tipo escamoso, otra lámina de conectivo bien de corion mucoso o con lámina propia y entre medio de estas una membrana basal. Es de color rosado y cambia según la zona que se encuentre. Podemos dividirla en dos zonas: una que da cabida a la zona de vestíbulo oral, los labios y las mejillas, siendo la que se encuentra en la parte más exterior, y la otra zona, que se distribuye en la parte más interna, delimitando el reborde alveolar, con las encías y dientes (168). Esta última es muy resistente y sirve de barrera defensiva y termorreguladora, para lo que se va

ingerir, dado que es en ella donde se desarrollan múltiples funciones orgánicas como la secreción, absorción y masticación.

Es de vital importancia diferenciar las lesiones que se pueden producir en la mucosa oral, entre benignas y malignas, para así poder realizar el tratamiento que sea más adecuado. Por lo tanto, debemos clasificar, describir e identificar el tipo de lesión (168, 169).

La hiperplasia es el aumento de volumen en base al aumento del número de células. En general, corresponden a un grupo de lesiones producidas por una respuesta exagerada de la mucosa bucal frente a irritantes crónicos de baja intensidad. En las primeras etapas, el irritante crónico estimula la formación de tejido de granulación y proliferación endotelial; el tejido empieza a sufrir un proceso de fibroplasia. Estas lesiones en etapas tempranas podrían involucionar, pero con el tiempo tienden a fibrosarse y, eventualmente, presentar focos de osificación o calcificación.

El tratamiento quirúrgico más frecuente en las lesiones hiperplásicas de tejido blando en la mucosa yugal es la exéresis completa de la lesión. En el caso de la mucosa yugal, las lesiones más frecuentes son: fibroma, lipoma y mucocele (170) (171, 172). La mayoría de las lesiones hiperplásicas de la cavidad oral pueden corresponder con tumores benignos o quistes de los tejidos blandos. Se han planteado muchas clasificaciones; Bagan y cols. proponen realizarla según en el tejido del que se originan y en ésta nos vamos a basar (168, 170).

Las lesiones hiperplásicas son una serie de entidades que se caracterizan por un crecimiento anormal en la boca o lengua con poca probabilidad de extenderse a otras partes del cuerpo. Los tumores benignos de la boca o lengua generalmente se presentan solos, crecen muy lentamente y de forma limitada durante un periodo de 2 a 6 años y se asemejan al tejido de origen del que derivan. Pueden aparecer en los labios, encías, paladar, suelo de la boca o lengua (173).



## 1.- Derivados del tejido epitelial

### • Papiloma

Es una neoformación benigna, originada a partir de epitelios de revestimiento. Su agente etiológico es el virus del papiloma humano (VPH), sobre todo los subtipos 6 y 11. Es una lesión asintomática.

Clínicamente se observan con frecuencia en lengua, mucosa yugal y paladar, principalmente en la zona de la úvula (Figura 1.14 ). Es una lesión exofítica, bien delimitada y pediculada. El tamaño suele ser inferior a un centímetro, es indolora y no ulcerada, presentando una base amplia o pediculada de consistencia firme; el color varía de rosa a blanquecino (171).

Histológicamente están formados por prolongaciones normales de epitelio normal sobre una base de tejido conectivo vascular. Los estratos superiores pueden tener o no queratina.

En el diagnóstico diferencial se deben contemplar entidades como condiloma acuminado, verruga vulgar e hiperplasias fibroepiteliales nodulares.



Figura 1.14. Papiloma en paladar en zona próxima a la úvula.

### • Condiloma acuminado

Es una lesión verrucoide de origen venéreo, que está inducido por los virus del papiloma humanos tipo 6, 11 y 42 y se contagia por contacto orogenital.

Al igual que los papilomas, se forma a partir del epitelio de revestimiento. Suele tener una base sésil y presenta ramificaciones en la superficie epitelial (Figura 1.15).

El tratamiento consiste en la extirpación de la lesión mediante cirugía convencional, electrocirugía, electrodesecación o laserterapia. Sin embargo las recidivas son frecuentes como consecuencia de la naturaleza infecciosa de la lesión ya que se ha comprobado que los tejidos adyacentes de apariencia normal pueden albergar el virus y ser la fuente de las recurrencias (173).



Figura 1.15. Condiloma acuminado (173).

- **Verruga vulgar**

Esta lesión se presenta con mayor frecuencia en la piel que en las mucosas. Su etiología es también el virus del papiloma humano. Puede ser sésil o pediculada. Se suele presentar en la semimucosa labial y en los rebordes alveolares, sobre todo en individuos jóvenes. Su tratamiento es la escisión quirúrgica (174).

- **Queratoacantoma**

Crece y afecta a la piel del labio y raramente a la mucosa oral. Clínicamente se presenta como un nódulo, con una depresión central cubierta de queratina, que puede ser doloroso.

El diagnóstico diferencial se debe establecer frente al carcinoma de células escamosas de la cavidad oral. Su tratamiento es quirúrgico. Puede recidivar en el dos por ciento de los casos (171).

- **Nevus**

Son lesiones pigmentadas de la mucosa oral. Son circunscritas, maculares a diferencia de las pigmentaciones difusas como son las melanosis gingivales, tinciones raciales o tinciones por tabaco (Figura 1.16).



Figura 1.16 Nevus en tercer cuadrante en el maxilar inferior a la altura del incisivo central y lateral (171).

Los nevus pueden manifestarse en el nacimiento o bien aparecer en el curso de la vida. (173) El diagnóstico es anatomopatológico y el tratamiento, dado que clínicamente no se pueden diferenciar del melanoma temprano, y son relativamente infrecuentes, debe ser la escisión, que es resolutive y aconsejable (171) .

## 2.- Derivados de los tejidos mesenquimatosos o de origen conectivo:

- **Fibroma**

Es el un tumor benigno más frecuente de la cavidad oral, estando constituido por una proliferación de fibroblastos y fibras de colágeno. El verdadero fibroma es muy raro y en la mayoría de los casos se trata de una hiperplasia fibrosa causada por irritación crónica. Es más frecuente en mujeres, siendo la edad de presentación a partir de los 30 años (168, 170).

Son tumoraciones de consistencia firme, de color similar a la mucosa adyacente, y pueden ser pediculados o sésiles. Presentan un crecimiento lento, pueden ulcerarse por trauma repetido y entonces aparecer dolor e inflamación.

En cuanto a su histología, es una masa de tejido conectivo fibroso denso, recubierta por epitelio escamoso estratificado. Podríamos distinguir dos tipos clínicos por su aspecto característico: el fibroma traumático o diapnéusico y la hiperplasia fibrosa inducida por prótesis o épulis fisurado (171).

El fibroma traumático se denomina también nódulo fibroso y suele estar originado por un traumatismo crónico sobre la mucosa oral, siendo la reparación del tejido conectivo la que origina dicha tumoración. Se localiza más en mucosa yugal, a lo largo de la línea oclusal o en la proximidad de espacios edéntulos, donde es más factible la succión de la mucosa adyacente (diapneusia). Su coloración es semejante a la de la mucosa que lo rodea. La mayoría son sésiles. Se trata de una lesión asintomática, aunque si se ulcera puede producir dolor. Histológicamente suele estar constituido por tejido conectivo denso (169).

El épulis fisurado adquiere el característico aspecto de hojas de libro, como pliegues, en relación con los bordes de una dentadura mal ajustada, recubiertos de mucosa normal y habitualmente asintomática pero que en ocasiones pueden ulcerarse por el roce, lo que ocasionaría dolor e inflamación (171).

Su tratamiento consiste en la resección quirúrgica. En el caso de los épulis fisurados dicho tratamiento deberá ir combinado con un buen ajuste de la prótesis para prevenir la reaparición de las hiperplasias. En el diagnóstico diferencial deben

tenerse en cuenta las hiperplasias inflamatorias, los hemangiomas, los neurofibromas, y otros tumores benignos de tejido nervioso, como los neurilemomas (175).



Figura 1.17 Fibroma en mucosa yugal derecha por succión.

- **Granuloma Piogénico**

Es una lesión relativamente común de la cavidad oral. Se presenta sin dolor, como una masa pedunculada o sésil en la encía (Figura 1.18). La lesión puede estar ulcerada y tiende a sangrar fácilmente. Se suele presentar en la segunda y quinta décadas de vida.

Puede presentar un crecimiento rápido que haría pensar en un proceso maligno. Tiene predilección por el sexo femenino y afecta la zona anterior del maxilar, frecuentemente. Recibe otros nombres, como granuloma telangiectásico, granuloma gravídico, tumor del embarazo, enfermedades de Croker y Hartzell y botriomicoma. Histológicamente se observan abundantes vasos y capilares así como infiltrado de células inflamatorias (174).

En el diagnóstico diferencial deben considerarse entidades como: carcinoma de células escamosas, hemangioma y fibroma.

El tratamiento consiste en su escisión quirúrgica, legrado bien de la zona subyacente a la inserción para evitar recidivas. El tratamiento debe incluir la eliminación de bolsas o irritantes periodontales. Al afectar la encía adherida puede requerir soluciones estéticas tras la resección (176).



Figura 1.18. Granuloma piogénico en encía del maxilar inferior.

- **Granuloma periférico de células gigantes**

Se considera una lesión relativamente frecuente en la cavidad oral. Más que un tumor, parece ser una lesión reactiva causada por irritación local o por traumatismo.

Aparece exclusivamente en la encía o en el reborde alveolar edéntulo, presentándose como un nódulo rojizo, que puede ser sésil o pediculado y puede ulcerarse (169). El aspecto clínico es similar al del granuloma piógeno. Aparece a cualquier edad y tiene predilección por el sexo femenino. En su espesor se encuentran abundantes células gigantes multinucleadas. Aunque se presenta en tejidos blandos puede haber reabsorción del hueso alveolar subyacente.

El tratamiento consiste en la extirpación quirúrgica y legrado de la lesión (175).

- **Lipoma**

Es el tumor de tipo adiposo más común en la cavidad oral, aunque su incidencia no es muy elevada. Los lipomas son comunes en muchas partes del cuerpo, pero infrecuentes en cavidad oral (169).

Clínicamente es una tumoración aislada, bien definida, sésil, indolora de tacto esponjoso y tamaño variable.

Está compuesto por células adiposas maduras, que se subdividen en lóbulos separados por septos o tejido conectivo fibroso. Aparece más frecuentemente en la submucosa de adultos y es histológicamente indiferenciable del tejido adiposo normal pero su metabolismo sí que difiere de dicho tejido: la grasa del lipoma no se emplea como reserva o producción de energía (177).

La edad promedio en que se presentan es durante la sexta década de la vida y la localización más frecuente es la mucosa yugal (Figura 1.19).

Su tratamiento consiste en la escisión quirúrgica.



Figura 1.19. Lipoma en mucosa yugal izquierda.

- **Hemangioma**

Los hemangiomas están formados por un acúmulo de vasos sanguíneos. Es un tumor caracterizado por hiperplasia del tejido vascular sanguíneo.

Clínicamente se observa una lesión de tamaño variable, de color entre rojo intenso y azul, dependiendo de si es arterial o venoso. Es blando y si se hace presión palidece; en la cavidad bucal se localiza principalmente en lengua, labios y encías. Suelen verse en los recién nacidos o en edades precoces. También están los hemangiomas seniles, normalmente secundarios a un fenómeno traumático (171).

El tratamiento consiste en la observación y el control en casos no muy graves; no se solían tratar por el peligro de hemorragia. Para casos más complicados, algunos autores propugnan el uso de corticoides que disminuyan su tamaño, embolización con soluciones esclerosantes y extirpación quirúrgica combinada con crioterapia o con la radioterapia (178).

Hoy día, también podemos recurrir a la deshidratación forzada mediante fotocoagulación inducida, FDIP, la cual ha supuesto un gran avance en el tratamiento de estas lesiones, como se ha explicado anteriormente, los angiomas pueden mejorar ostensiblemente si son tratados con láser (84).



Figura 1.20. Hemangioma en labio superior y labio inferior derecho.



- **Linfoangioma**

Se presenta con más frecuencia en la superficie dorsal de la lengua y menos frecuente en los labios, mucosa yugal, suelo de la boca y el velo del paladar. Es menos azulado que el hemangioma.

Los vasos dilatados del linfoangioma ocupan la lámina propia y, usualmente, contactan con la membrana basal del epitelio.

Solo necesita tratarse si se traumatiza frecuentemente, produciéndose entonces inflamación e hinchazón. Cuando la lesión es pequeña puede ser extirpada en su totalidad, pero cuando es muy extensa se puede realizar una resección parcial para restaurar la función (169, 171).

- **Neurofibroma**

Es una proliferación benigna que se origina en el tejido nervioso, en las células de la vaina neural.

La localización intraoral más frecuente es la lengua, aunque es bastante raro en la cavidad oral. Afecta a ambos sexos por igual y muchos se desarrollan en personas entre los 20 y 30 años.

Estos tumores crecen lentamente como nódulos indoloros y producen pocos síntomas. Son blanco-grisáceos y no presentan cambios degenerativos. Comúnmente se originan en nervios pequeños y se extienden fácilmente a tejidos blandos. No están encapsulados (172).

Su tratamiento es quirúrgico y su diagnóstico definitivo precisa del estudio anatomopatológico.

- **Schwannoma**

Los schwannomas son también referidos como neurilemomas o neurinomas. Se trata de tumores de crecimiento lento, derivados de las células de la cresta neural. Pueden crecer partiendo de cualquier nervio, sea periférico, espinal o craneal, excluyendo los olfatorios y ópticos (174).

Muestran predilección por la región de cara y cuello. Los schwannomas pueden comprimir el nervio de origen o nervios adyacentes, causando parestesia o dolor. Son tumoraciones que ocurren a cualquier edad, aunque son más frecuentes entre la segunda y quinta décadas de la vida. La incidencia por sexos es aproximadamente igual. Solo el 1 % se localiza en la boca, principalmente en la lengua o en paladar, mucosa yugal, labio y encía.

Clínicamente se comportan como una masa firme, sésil, bien delimitada, que se desarrolla lentamente en tejido submucoso. El tratamiento consiste en la extirpación quirúrgica (168).

- **Tumor de células granulares**

Es un tumor benigno que parece ser también originado en el tejido nervioso, aunque de histogénesis controvertida. El épulis congénito es un tumor benigno, poco frecuente.

Aparece con más frecuencia en el sexo femenino y parece haber una predilección por la raza negra. Se localiza en el borde alveolar del maxilar. También se denomina tumor de células granulares. Se trata de una tumoración de base estrecha y aspecto polipoide, de color rosado oscuro, pequeño, firme y duro a la presión; la mucosa que lo recubre es semejante a la gingival. Puede haber tumoraciones de gran tamaño, que causen problemas en la alimentación y la respiración (172). Su tratamiento es la resección quirúrgica, que si se hace de toda la lesión, es curativa, sin recidivas (171).

### **3.-Derivados de los anejos:**

- **Mucocele**

El mucocele es una lesión común que involucra glándulas salivales y sus ductos. Parecen indicar que severos traumas al ducto salival, por ejemplo, mordedura del labio o mejilla, precede al desarrollo de mucoceles. También es

posible que una obstrucción parcial crónica del conducto salival puede ser de importancia etiológica (179).

La lesión puede localizarse en forma profunda o superficial en los tejidos. La lesión superficial aparece como una vesícula circunscrita, de tamaño variable, y con un contenido azulado y traslúcido. Suelen presentarse con mayor frecuencia en labio y mucosa yugal (Figura 1.21). La lesión profunda también se presenta como aumento de volumen, pero, por el grosor del tejido que la cubre, la coloración es de la mucosa normal (180).

El mucocele se desarrolla en pocos días, alcanza un cierto tamaño y puede persistir como tal por meses. El contenido quístico liberado es de consistencia filante y mucinoso. Algunas lesiones aumentan y regresan periódicamente y pueden desaparecer.

Histológicamente el mucocele consiste de una cavidad circunscrita en el tejido conectivo y submucoso.

Se han empleado diferentes tipos de tratamientos, desde la extirpación de la lesión en los casos de mucoceles más pequeños, hasta la marsupialización. Las tasas de éxito inicial son altas, si bien las recurrencias son frecuentes (171).



Figura 1.21. Mucocele en mucosa yugal derecha.

- **Ránula**

La ránula es una forma de mucocele que se localiza en el suelo de boca, en asociación con los ductos de las glándulas sublinguales o submaxilares. La ránula puede desarrollarse debido a un bloqueo ductal o a la presencia de una ruptura ductal (181).

Esta lesión es rara comparada con el mucocele, se desarrolla como un aumento de volumen indoloro, a un lado del suelo de boca (Figura 1.22)(171). Histológicamente no difiere del mucocele y normalmente el término ránula es solamente clínico debido al aspecto de la lesión.

Cuando la ránula sobrepasa al músculo milohioideo, se habla de ránula cervical y puede producir una tumoración en la parte alta del cuello.



Fig. 1.22. Ránula localizada en el suelo de la boca del lado izquierdo. (171)

## 2. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

Desde hace años el Equipo Docente de Cirugía Bucal de la Facultad de Odontología de la Universidad de Sevilla ha estado usando el láser de diodo de 980 nm, valorando los beneficios tanto intraoperatorios como postoperatorios en las cirugías de tejidos blandos.

El láser de 532 nm o KTP, lleva numerosos años usándose con éxito en el campo de la Dermatología, debido a su gran afinidad hacia la hemoglobina, oxihemoglobina y melanina así como el láser de diodo de 980 nm que tiene gran afección también hacia estos mismos cromóforos.

Con ambos láseres, se realiza la misma técnica quirúrgica utilizando la misma fibra óptica de 320  $\mu$ m, con contacto directo, produciendo un corte preciso y atraumático en el tejido. Estos láseres producen un postoperatorio sin edema ni dolor, ofreciendo una gran capacidad hemostática. Aún teniendo diferentes longitudes de onda, ambos láseres estarían indicados para la exéresis de tejidos blandos de la cavidad bucal, por lo que podremos hacer una comparación de ambos de manera homogénea y observar cuál de estos dos láseres nos aportan mayores beneficios en el postoperatorio.

El láser de diodo de 980 nm ha sido estudiado desde principios de los 80 hasta que en 1995 fue aprobado por la FDA para su uso en Cirugía bucal.

Encontramos numerosos estudios sobre la aplicación del láser de diodo en la exéresis de los tejidos blandos y sus beneficios, aunque actualmente no encontramos un consenso en sus protocolos (30, 83,182,183).

En los últimos años, se han publicado algunos estudios sobre el uso del láser de 532 nm o KTP en la exéresis de tejidos blandos con resultados aparentemente prometedores, sin embargo, son pocos los artículos científicos realizados al respecto (155, 184).

Debido a que en la actualidad no son muy numerosos los estudios sobre el tema, a pesar de sus satisfactorios resultados, hoy en día no están definidas

claramente unas directrices ni protocolos de actuación a seguir en lo que respecta al láser de elección para la cirugía de tejidos blandos de la cavidad bucal.

Por todo ello, creemos justificada la realización de este trabajo de investigación. De esta manera, podremos determinar cuál de estos dos láseres de contacto directo y con afección hacía la oxihemoglobina, hemoglobina y melanina, será el más indicado en este tipo de tratamientos quirúrgicos dentro del ámbito de la Cirugía Bucal.

### 3. HIPÓTESIS DEL TRABAJO. OBJETIVOS

Los fibromas o lesiones hiperplásicas son los tumores benignos más frecuentes de la cavidad bucal (170). En realidad son agrandamientos fibrosos, que se presentan en cualquier zona de la boca, (lengua, encía, mucosa yugal) y son bien delimitados, tersos, brillantes y redondeados. Suelen producirse por roce de una prótesis, traumatismos o ausencias dentales (172).

La mayoría de las lesiones que se observan en la mucosa bucal suelen ser benignas, pero siempre es necesario efectuar el estudio histopatológico de las mismas, para tener un diagnóstico de certeza y así prevenir posibles malos diagnósticos (26).

Como hemos visto hasta ahora, son múltiples los láseres que se pueden utilizar para la biopsia de los tejidos blandos, siendo el láser de diodo uno de los que tiene capacidad hemostática, una alta capacidad desinfectante y que presenta un postoperatorio con numerosos beneficios. Está láser presenta un tamaño reducido por lo que será fácil de trasladar. Por otro lado, su precio es el más económico de todos los láseres y al ser de contacto tiene una curva de aprendizaje más sencilla para su uso que cualquier otro tipo de láser de no contacto. Por todo ello resultó ser el de elección para este estudio (58, 83).

El tratamiento de este tipo de lesiones consiste en biopsias resectivas, por lo que hay que realizar una cirugía ambulatoria, suspender o administrar fármacos en el caso que los pacientes presenten determinadas patologías, administrar puntos de sutura y prescribir medicación analgésica en el postoperatorio.

Desde que se incorporó el uso del láser de diodo 980 nm hace unos años, para este tipo de patología se ha reducido considerablemente el tiempo quirúrgico. No es necesario en la mayoría de los casos suturar y se evita, en muchos pacientes que están medicados, cambiar su posología además de dejar de ser necesario el uso de analgésicos de forma habitual (30).

Las contraindicaciones que nos encontramos con este tipo de láser se derivan fundamentalmente de una incorrecta utilización. Dado que la profundidad

con la que penetran en los tejidos adyacentes pueden provocar un daño térmico, su mal uso puede afectar en una incorrecta cicatrización y un postoperatorio menos confortable para nuestros pacientes.

El láser de 532 nm se absorbe más en superficie y menos en profundidad dando resultados también muy prometedores en la exéresis de lesiones en el tejido blando (155).

Ambos láser que se plantearon en este estudio, son de contacto y pueden ser usados con la misma fibra óptica de 320  $\mu\text{m}$  y potencias similares. Nos cuestionamos pues, qué láser sería más efectivo para su uso quirúrgico y en el postoperatorio, en la exéresis de las lesiones hiperplásicas benignas de la mucosa yugal.

Con todo esto, planteamos los siguientes objetivos:

#### **Generales:**

Determinar ante el láser de 532 nm o KTP o el láser de diodo de 980 nm, cuál es el más conveniente a la hora de realizar la exéresis de las lesiones hiperplásicas en la mucosa yugal.

#### **Específicos:**

1. Establecer, entre el láser KTP de 532 nm y el de diodo de 980 nm, cuál produce menos dolor, tanto en el momento de la cirugía, a las 24 horas de ésta, a los 14 días y a los 28 días de haber extirpado la lesión.
2. Determinar la inflamación que se presenta en la zona, tanto a las 24 horas de la cirugía, a los 14 días y a los 28 días de haber extirpado la lesión, tras haber usado tanto el láser KTP de 532 nm o el láser de diodo de 980 nm.



3. Evaluar la cicatrización de los tejidos con el láser de KTP de 532 nm y el diodo de 980 nm, tanto a las 24 horas de la cirugía, a los 14 días y a los 28 días de haber extirpado la lesión.
4. Calcular el menor consumo de fármacos que se produce y, si en algún caso es necesario el consumo, cuáles y en cuánta dosis, después de haber usado para la exéreis el láser de 532 nm KTP o el láser de diodo de 980 nm.

## 4. MATERIAL Y MÉTODO

### 4.1.- DISEÑO DEL ESTUDIO

Este estudio ha sido realizado en el Departamento de Estomatología de la Universidad de Sevilla, en el seno del Máster de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla junto con la Unidad de Gestión Clínica de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío.

Presentamos un estudio prospectivo aleatorio a simple ciego controlado con pacientes diagnosticados de lesiones hiperplásicas en la mucosa yugal en la Unidad de Gestión Clínica de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío.

Los pacientes, tras haberse valorado si cumplen o no con los criterios de inclusión, se asignaron aleatoriamente por un coordinador del estudio quien les entregó unos números de identificación al azar (Ver apartado 4.7). En dichos números, se definía ser intervenidos con el láser de diodo de 980 nm o el láser de 532 nm o KTP según el protocolo establecido (Ver apartado 4.8).

### 4.2.- POBLACIÓN DEL ESTUDIO

La población del estudio la formó una muestra inicial de 24 pacientes de ambos sexos, procedentes del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla, que acuden a la Facultad de Odontología de Sevilla para la unidad de Láser que está dentro del Master de Cirugía Bucal de la misma.

Estos pacientes, ya habían sido diagnosticados previamente en dicho hospital por presentar una lesión hiperplásica en la mucosa yugal, indicando como tratamiento la exéresis de las mismas.

De la muestra inicial se excluyeron cuatro pacientes, por ser fumadores de más de 10 cigarrillos diarios.

La muestra final fue de 20 pacientes, sin antecedentes ni enfermedades de interés, de los cuales 14 fueron mujeres y 6 varones, con edades comprendidas entre los 18 y 70 años.

Para poder formar parte de la investigación, los pacientes fueron filtrados según los siguientes criterios de inclusión y exclusión.

### **4.3.- CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

Los criterios de inclusión para participar en nuestro estudio fueron:

- Pacientes de ambos sexos a partir de los 18 años de edad.
- Pacientes que hayan tomado ellos la decisión de realizarse la exéresis quirúrgica de la lesión hiperplásica que presentan en la mucosa yugal.
- Pacientes que hayan sido diagnosticados previamente de una lesión hiperplásica en la mucosa yugal, en el Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla.
- Los pacientes deben estar preparados físicamente y mentalmente para tolerar el tratamiento quirúrgico de la lesión en un estudio.
- Pacientes que aceptaron entrar en el estudio y que no cumplían ninguno de los criterios de exclusión.

### **4.4.- CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

Cualquiera de los criterios expuestos a continuación, manifestados de manera individual, justificó la no aceptación en el estudio. Los criterios de exclusión fueron:

- Pacientes menores de 18 años y mayores de 70.
- Pacientes que presentasen algún impedimento físico o psíquico que afectara a sus habilidades cognitivas o de comunicación.
- Pacientes que hayan sido sometidos a tratamiento con radioterapia y quimioterapia en la zona de cabeza y cuello en los últimos 12 meses.
- Pacientes que sean fumadores de más de 10 cigarrillos al día.
- Pacientes que incumplan los criterios de inclusión.

#### **4.5.- CONSIDERACIONES ÉTICAS**

Este proyecto cuenta con la aprobación del Comité Ético de Investigación del Hospital Universitario Virgen del Rocío (Anexo I).

Los sujetos participantes lo hicieron de forma voluntaria y fueron informados del estudio que se iba a desarrollar.

Leyeron una “hoja de información para el posible participante” (Anexo II) y firmaron un modelo de consentimiento informado (Anexo III) en el que constataban su voluntariedad de participar en el estudio.

Se les subrayó que la finalidad del estudio sería estrictamente científica y que tenían la posibilidad de retirarse del estudio en cualquier momento, sin que por ello se alterase la relación médico-paciente ni se fuera a producir un perjuicio en su tratamiento.

También se informó a los pacientes que los datos del estudio serían publicados garantizando totalmente su confidencialidad.

## 4.6.- MATERIALES EMPLEADOS PARA EL ESTUDIO

Los materiales empleados en la realización del presente trabajo se pueden agrupar en los siguientes apartados:

### 4.6.1.- Material quirúrgico

El material quirúrgico que se empleo para la exéresis de las lesiones hiperplásicas de la mucosa yugal a través de tecnología láser en nuestro estudio constaba de; paños, guantes y gasas estériles, aspiradores de plástico, una jeringa tipo carpule (Figura 4.1) una aguja corta de 27 mm desechable, anestesia con lidocaína de hidrocloreuro y Epinefrina (20 mg/ml + 0,0125 mg/ml) solución inyectable, XILONIBSA INIBSA®, España (Figura 4.2) dos espejos para separar, unas pinzas algodoneras para sujetar la lesión, una sonda periodontal para medir la lesión y un bote de plástico de muestra de 150 ml con formol al 13%, para depositar la lesión después de la exéresis (Figura 4.3).



Figura 4.1 Jeringa tipo carpule

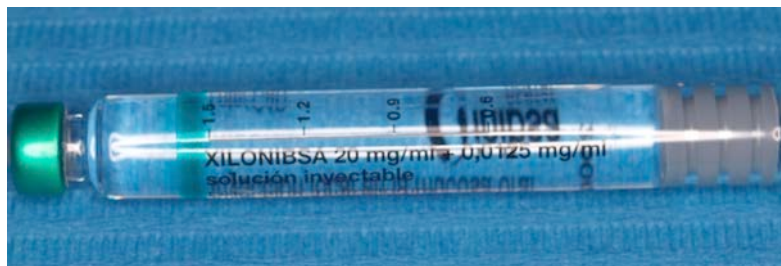


Figura 4.2 Anestesia con lidocaína de hidrocloreuro y Epinefrina (20 mg/ml + 0,0125 mg/ml) solución inyectable, XILONIBSA INIBSA®, España



Figura 4.3 Bote de plástico de muestra de 150ml con formol al 13%

#### 4.6.2.- Material físico

Para el estudio se utilizó un láser de diodo que corresponde a la marca ARC MEDICAL LASER ®, modelo FOX fabricado en Alemania (Figura 4.4). Posee una longitud de onda de 980 nm y una potencia variable de 1 a 10 W. Este láser puede trabajar en modo continuo y discontinuo. Es un láser tipo IV según la clasificación ANSI que veíamos anteriormente.

Este láser tiene unas medidas de 12 x 21 x 10 cm y pesa tan solo 1,2 kg.



Figura 4.4 Láser de diodo de 980 nm. ARC MEDICAL LASER ®, modelo FOX

El láser de 532 nm, KTP o Green laser , pertenecía también a la casa ARC MEDICAL LASER ® se uso el modelo Classic Green Laser fabricado en Alemania (Figura 4.5). Posee una longitud de onda de 532 nm y una potencia variable de 1 a 12 Vatios. Puede trabajar también en modo pulsado o continuo. Según la clasificación ANSI es un láser de alta potencia tipo IV.

Este láser tiene unas medidas de 25 x 19 x 22 cm y pesa 3,3 kg.



Figura 4.5 Láser de 532 nm o KTP .ARC MEDICAL LASER ®, modelo Classic Green Laser

Ambos láser tienen una salida para conectar la fibra óptica, que se introduce dentro de una pieza de mano para poder fijar la misma. En el estudio se utilizó la misma fibra óptica y pieza de mano con los dos láseres para evitar diferencias en el acto quirúrgico.

Esta pieza de mano es desmontable. En su interior presenta dos fijaciones de cerámica para sujetar la fibra óptica que va en el interior de la pieza de mano (Figura 4.6).



Figura 4.6. Inserción de la fibra óptica en el interior de la pieza de mano.

La fibra óptica utilizada está compuesta de vidrio de silicato y tiene un grosor de  $320\ \mu\text{m}$ , que es la más indicada para cirugía (Figura 4.7) (190).

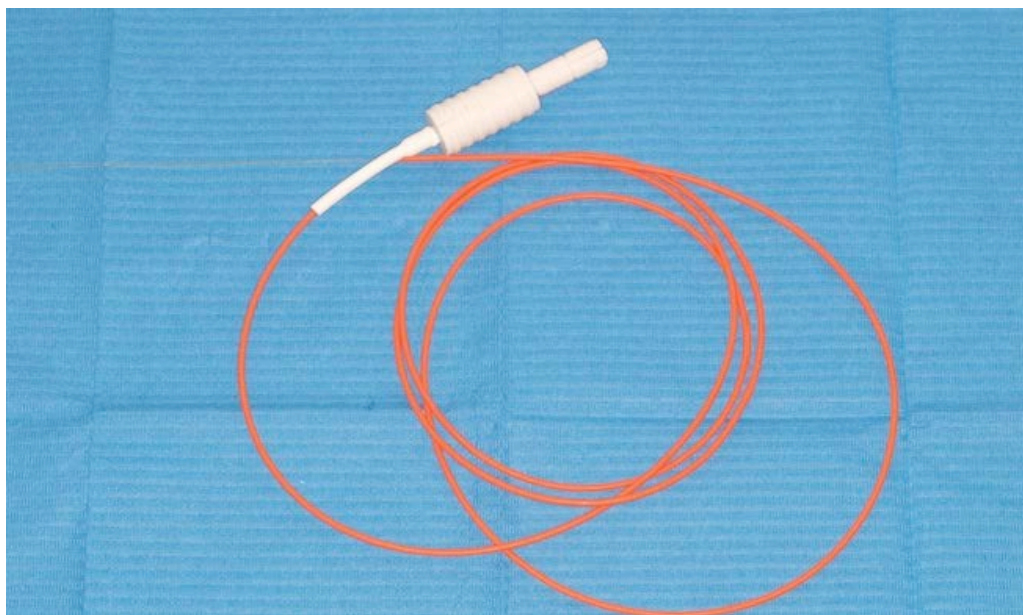


Figura 4.7. Fibra óptica de vidrio de silicato con un grosor de  $320\ \mu\text{m}$ .

Se usaron puntas desechables en cada cirugía, la punta activa de la fibra óptica debía salir unos 3 mm por la parte anterior de la pieza de mano y la punta de plástico desechable (Figura 4.8).





Figura 4.8. Inserción de la fibra óptica en el interior de la punta de plástico desechable.

Ambos sistemas se programaron en la misma potencia de 1,5 W, en modo de onda continua, con la fibra de 320  $\mu\text{m}$ , estos parámetros son los recomendados por el fabricante y diversos autores los utilizan, para la exéresis de este tipo de lesiones (31, 60, 150).

Del tamaño muestral que se presentó para el estudio, los veinte pacientes se distribuyeron de manera aleatoria para cada grupo de estudio.

Todos los registros fotográficos se realizaron con una cámara de la marca Olympus el modelo 525 OMD, Japón. Se utilizó un flash anular de misma marca el modelo o el Flash Doble (TF-22)

#### **4.7.- IDENTIFICACIÓN DEL PACIENTE**

La identificación de los pacientes involucrados se realizó mediante una numeración formada por un primer número que fue el número del paciente (fueron series secuenciales que comenzarán con # 1) y por dos cifras más que correspondían al láser utilizado o bien 32, si es el de 532 nm o 80 si es del láser de 980 nm.

Por ejemplo, si el número del paciente fuera 5-80, 5 corresponderá al quinto sujeto involucrado en el estudio y 80 que se habrá realizado la exéresis con el láser de diodo de 980 nm en este paciente.

Esto se lleva a cabo, para asegurar la confidencialidad de la información del paciente, para ello a cada paciente se le asigno un único código numérico. Todos los informes usaron solo este código numérico.

## 4.8.- PROTOCOLO QUIRÚRGICO

### 4.8.1.- Preparación y cuidados en el uso del láser

Antes de comenzar a utilizar el láser (independientemente del láser que utilicemos), al encenderlo este pasa un chequeo automático, para asegurarnos que el equipo esta en condiciones óptimas de uso, si esta todo correcto se enciende una luz amarilla, que nos informa de que el láser estaba activado y listo para usar.

Una vez chequeado si todo estaba correcto, se programaban ambos láseres en onda continua y a una potencia de 1,5 W (Figura 4.9).



Figura 4.9 Láser de diodo de 980 nm ARC MEDICAL LASER®, modelo FOX, programado a 1,5 Vatios en onda continua.

Observamos debajo del círculo una luz amarillas que nos indica que el láser está activado.

Se dejó preparado el laser acompañado de las gafas de protección indicadas (Figura 4.10).



Figura 4.10 Láser de 532 nm o KTP .ARC MEDICAL LASER ®, modelo *Classic Green* con sus gafas de protección indicadas por el fabricante ARC.

Antes de comenzar a usar la fibra, se realizó el efecto *Hot Tip* o activación de la punta de la fibra, sobre una superficie oscura (Figura 4.11).



Figura 4.11 Activación con el láser de diodo de 980 nm. Efecto *Hot Tip*.

Debido a que la exéresis se hizo a través de la pieza de mano y la fibra en contacto con la lesión, es importante que cuando haya tejido remanente en la punta de la fibra, se elimine con una gasa impregnada en agua oxigenada o clorhexidina.

De no ser así, la energía no estaría concentrada en un solo punto y la efectividad del corte con el láser disminuirá considerablemente.

#### **4.8.2.- Protocolo Quirúrgico de Actuación**

Todo se registro y realizo por el mismo investigador tanto la cirugía, las fotografías y la recogida de datos.

Ambos grupos fueron tratados de la misma manera, utilizando la misma potencia de 1,5 W, modo continuo y una fibra óptica de 320  $\mu\text{m}$ .

Los pacientes fueron estudiados previamente, para evaluar los criterios de admisión del estudio. Si éstos no eran excluidos, se les informaba sobre el estudio. Si aceptaban y decidían participar, debían firmar tanto la hoja de información (Anexo II) como el consentimiento informado (Anexo III).

Cada paciente tenía un cuaderno de recogida de datos (Anexo IV), en el que se registraban todos sus datos demográficos y se valoraban sus condiciones de salud.

Se preparaba una mesa quirúrgica con un paño estéril, gasas, dos espejos de exploración, una pinza algodонера, una pinza mosquito, una sonda periodontal y una jeringa tipo carpule (Figura 4.12) y en otra mesa había preparado agua oxigenada para limpiar la fibra de los restos que se pudieran acumular en la exéresis de la lesión, un bote de plástico de muestra de 150 ml con formol al 13%, para depositar la lesión después de la exéresis, una aguja corta de 27 mm desechable, anestesia con lidocaína de hidrocloreuro y Epinefrina (20 mg/ml + 0,0125 mg/ml) solución inyectable, XILONIBSA INIBSA®, España (Figura 4.13).



Figura 4.12. Mesa quirúrgica sobre un paño estéril. Gasas, dos espejos de exploración, una pinza algodонера, una pinza mosquito, una sonda periodontal y una jeringa tipo carpule.



Figura 4.13. Mesa no estéril, con agua oxigenada, bote de formol de muestra de 150 ml, una aguja corta de 27 mm desechable, anestesia con lidocaína de hidrocloreuro y Epinefrina (20 mg/ml + 0,0125 mg/ml) solución inyectable, XILONIBSA INIBSA®, España.

Al comenzar se realizaba una fotografía inicial de la lesión, a la distancia de 20 cm, desde la cámara al gnation del paciente. (Figura 4.14)



Figura 4.14 Fotografía inicial de la lesión hiperplásica en la mucosa yugal izquierda

Se procedió a anestésiar al paciente con anestesia con lidocaína de hidrocloreuro y Epinefrina (20 mg/ml + 0,0125 mg/ml) solución inyectable, XILONIBSA INIBSA®, España, infiltrando solamente un cuarto de carpule, llegando hasta la línea indicada en el carpule con marca 0,6 (Figura 4.15).

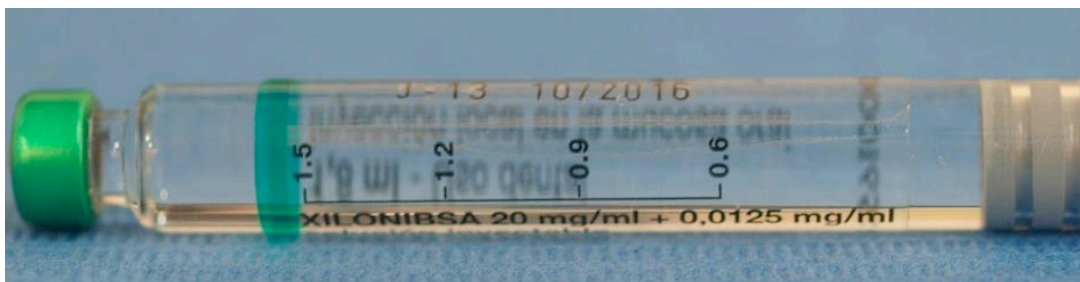


Figura 4.15 Marca 0,6 del carpule de anestesia de XILONIBSA INIBSA®, España.

Se realizaba una fotografía cuando se estaba realizando la infiltración anestésica (Figura 4.16). Se infiltraba aproximadamente 0,36 ml, aproximadamente

un cuarto de carpule (este tiene 1,8 ml y viene señalado cada cuarto en el carpule a través de líneas, llegando hasta la primera línea empezando por atrás (Figura 4.15)).

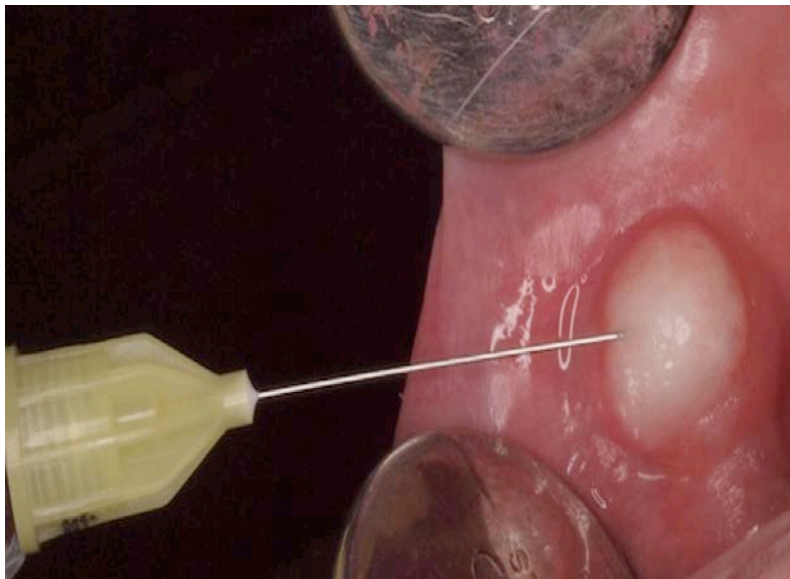


Figura 4.16 Fotografía de la infiltración anestésica de la lesión.

Una vez anestesiado se procedía a la protección mediante las gafas adecuadas a todo el personal que se encontraba en la sala y al paciente (Figura 4.17).



Figura 4.17 Protección de gafas de todo el personal y el paciente.

La exéresis de la lesión (Figura 4.18) se realizaba utilizando el laser seleccionado con la ayuda de una pinza, para ir retirando la lesión de la mucosa yugal. Una vez retirada la lesión, se cambiaba la potencia a 0,5 W y se pasaba sin contacto sobre la lesión para realizar la hemostasia y bioestimulación de los tejidos (Figura 4.19).

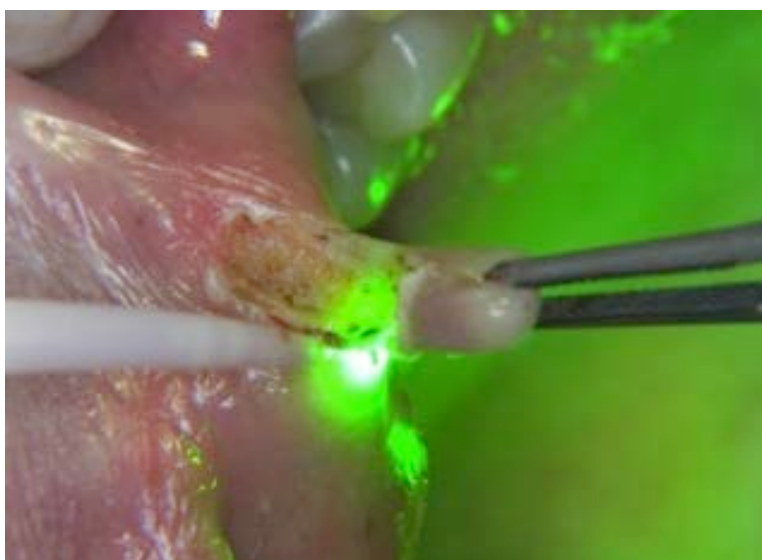


Figura 4.18 Exéresis de la lesión con el láser de 532 nm o KTP



Figura 4.19 Bioestimulación de la zona de la exéresis con el láser de 532 nm o KTP



Cuando se finalizaba la exéresis, se tomaba una fotografía a la lesión con una sonda periodontal para observar el tamaño de la misma (Figura 4.20).



Figura 4.20 Presentación de la lesión después de la exéresis de la misma

#### **4.8.3.- Toma de la muestra**

La muestra obtenida se introducía en un bote de plástico de muestra de 150ml con formol al 13% (Figura 4.3) y se adjuntaban los datos del paciente, para que fuera analizada en Servicio de Anatomía Patológica del Hospital Universitario Virgen del Rocío.

Al enviar las muestras para su análisis anatomopatológico en el Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla, se indicaba el tipo de laser utilizado, así como la potencia y longitud de onda seleccionadas.

#### **4.8.4.- Cuidados Postoperatorios**

Al paciente se le indicaban y explicaban los cuidados y recomendaciones postoperatorios que debía seguir tanto de forma verbal como escrito. Se le hacía

entrega de un informe escrito con las recomendaciones postoperatorias (Anexo V) que se le había indicado previamente verbalmente. Se le prescribirá Paracetamol de 1 gramo, pero se le indicaba que solo lo tomará si tenía molestias y se le indicaba una posología de 1 cada 8 horas. Se le decía al paciente que no podría enjuagarse con ningún tipo de colutorio, ni cepillarse los dientes con pastas que contuvieran clorhexidina.

#### **4.9.- ENTREGA DE CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS**

Al finalizar se le hacía entrega al paciente del Cuaderno de Recogida de Datos (Anexo IV). Éste debería rellenarlo completamente y fue comprobado por el investigador el mismo día de la intervención (Visita 0), en la cita de las 24 horas (Visita 1), 14 (Visita 2) y 28 días (Visita 3).

El paciente marcaba en una escala EVA del 1 al 5, el dolor que sentía, siendo:

1 = Ausencia de dolor

2 = Dolor ligero

3 = Dolor moderado

4 = Dolor fuerte

5 = Dolor muy fuerte

Marcaba la inflamación, que presenta valorándolo en una escala del 1 al 5 de la siguiente manera:

1 = Ausencia de inflamación

2 = Inflamación ligera

3 = Inflamación moderada

4 = Inflamación fuerte

5 = Inflamación muy fuerte

Se anotaba en el Cuaderno de Recogida de Datos (CRD) (Anexo IV), en el caso de que hubiera tomado Paracetamol de 1 gramo, la dosis, la cantidad, el día y la hora de la toma.

A su vez si se daba el caso, debía indicar si había tomado algún fármaco adicional a este y señalar cuales y el tiempo de la toma en la tabla. Así como el uso de colutorios o pastas con Clorhexidina.

En cada visita se controlaba el Cuaderno de Recogida de Datos (Anexo IV), y el proceso de cicatrización que presentaba la zona extirpada se hizo por medio de las fotografías y la exploración clínica de la herida señalando por parte del operador, si la herida presentaba una cicatrización buena, aceptable o mala y se indicaba la causa de la valoración. La evolución clínica de los tejidos blandos quedaba registrada y comprobada por medio de fotografías intraorales.

El investigador debía rellenar una Tabla de Itinerario de la recogida de datos (Tabla 4.1). Señalando con una X en el cuadro correspondiente una vez se hubiera realizado y con un 0 cuando no fuera necesario realizarlo.

<b>CITA</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>14</b>	<b>28</b>
<b>ESTUDIO PREVIO</b>	X	0	0	0
<b>EXÉRESIS DE LA LESIÓN</b>	X	0	0	0
<b>FOTOGRAFÍA INTRAORAL</b>	0	X	X	X
<b>ASISTENCIA CLÍNICA Y RECOGIDA DE DATOS</b>	X	X	X	X

Tabla 4.1 Tabla de Itinerario de recogida de datos por el operador. En está se muestra como debe quedar la tabla de itinerario una vez terminado el estudio si se ha realizado de manera correcta.

#### **4.9.1.- Visita de seguimiento 0**

Se tomaba una fotografía intraoral y se procedía a la recogida de datos.

En el CRD se recogían los siguientes datos por parte del investigador:

1. Identificación del paciente del estudio.
2. Lado en el que se encontraba la lesión.
3. Señalización en el CRD (Anexo IV) de la posible razón de la lesión.
4. El tipo de láser empleado.
5. La potencia utilizada que marca el láser después de la exéresis de la lesión.
6. Marcaba SI o No en el caso de que hubiera habido sangrado.
7. Se indicaba si se había necesitado sutura
8. Tiempo del tratamiento en minutos/segundos.
9. Calculaba y dejaba transcrita la energía total utilizada.
10. Respondía a la pregunta ¿Ha habido complicaciones quirúrgicas?, si la respuesta era SI, debería explicar cuáles.

Por parte del paciente se registrarán los siguientes apartados en el CRD (Anexo IV):

1. Datos Demográficos
2. Estado de salud
3. Marcará en la escala EVA del 1 al 5 la presencia de dolor e inflamación

#### **4.9.2.- Visita de seguimiento 1 y Visita de seguimiento 2**

Por parte del investigador, se comprobaban los siguientes datos en la Vista 1 y Vista 2:

Se tomaba una fotografía intraoral y el control del cuaderno de recogida de datos, se comprobaba que el paciente no hubiera fumado, y si es así debía haberse apuntado la cantidad.

Debía estar marcada la escala EVA de dolor e inflamación y este indicaba el estado de cicatrización de la herida, así como la tomas de fármacos si los había habido.

Se registro, cualquier acontecimiento médico en el caso de que hubiera ocurrido, señalando el día de comienzo y de fin , severidad y causa.

#### **4.9.3.- Visita de seguimiento 3**

En la última visita a los 28 días, se reevaluaba el mismo procedimiento que en las visitas 1 y 2 (toma de registros fotográficos , exploración de la zona y control de que se hubiera efectuado un correcto relleno del CRD (Anexo IV)).

En está visita del día 28 se entregaban también los resultados de la anatomía patológica.

El investigador debía de terminar de rellenar la tabla de itinerario (Tabla 4.1) y el paciente debía de entregar el Cuaderno de Recogida de Datos al investigador.

#### **4.9.4.- Situaciones adversas. hojas de desviación de protocolo**

Se debían valorar, las situaciones adversas, médicas y dentales y si se daba el caso, se indicaban en la hoja de desviación de protocolo que presentaba el CDR (Anexo IV).

Una situación adversa, era cualquier situación que dañase la salud del paciente.

##### *Situaciones adversas dentales:*

Una situación dental adversa, se podía dar por un hallazgo casual. Los criterios para considerar un hallazgo casual eran:

**No relacionada:** Situación en la que se halle información suficiente, que demuestre que la etiología no está relacionada con la cirugía realizada.

**Posible relación:** Situación que nos lleve, o nos haga sospechar que puede haber sido producido por el material del estudio, pero puede estar relacionado por muchos otros factores.

**Probable relación:** Situación que nos lleve, o nos haga sospechar que puede haber sido producido por el material del estudio, confirmándolo por medio de aumentar o disminuir el tratamiento, y no se halla otra explicación.

**Relacionado definitivamente:** Situación que nos lleve, o nos haga sospechar que puede haber sido producido por el material del estudio, confirmándolo por medio de aumentar o disminuir el tratamiento, y no se halla otra explicación.

**Desconocida:** No se encuentra suficiente información, para poder relacionarlo.

*Situaciones adversas médicas:*

Una situación médica adversa, será justificada por un hallazgo casual. Los criterios para considerar un hallazgo casual han sido descritos en la situaciones adversas dentales, a continuación se describen los criterios de severidad:

- *Medio:* La reacción adversa no interfiere de manera significativa en el estado normal del paciente.
- *Moderado:* La reacción adversa produce algún problema en el estado normal del paciente, pero no afecta seriamente la salud.
- *Severo:* La reacción adversa produce algún problema en el estado normal del paciente, afectando seriamente la salud o incapacitando al paciente; estos pueden ser clasificados por estos tres puntos:
  1. Muerte o pocas expectativas de vida.
  2. Necesidad de un tratamiento vital.
  3. Una discapacidad que sea reveladora.

#### **4.10.- MANEJO DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Los datos obtenidos fueron introducidos en una hoja de cálculo del programa Microsoft-Excel 2010 (Microsoft Corporation, USA) y exportado para su análisis estadístico con el paquete software SPSS v.11 para Windows (IMB, USA).

El análisis descriptivo contiene los datos estadísticos más relevantes para las variables según su naturaleza: media, desviación estándar, mínimo, máximo, mediana para las continuas y frecuencias absolutas y relativas para las categóricas.

El análisis inferencial engloba las pruebas estadísticas necesarias para evaluar el efecto del tipo de láser sobre los indicadores post-operatorios: Chi<sup>2</sup> de asociación y test de Fisher para variables categóricas, y prueba de Mann-Whitney para comparar la distribución de variables de tipo ordinal. Para estudiar la evolución de las diferentes respuestas, se ha estimado un modelo no paramétrico de Bruner-Langer para datos longitudinales, con cálculo estadístico tipo Anova no paramétrico.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ( $\alpha=0.05$ ).

Para un test de Mann-Whitney, con un nivel de confianza del 95% y considerando un tamaño del efecto a detectar de 0,5 (medio), la potencia alcanzada es 0,28 para los efectos entre-sujetos (diferencias entre tipo de láser).

## 5. RESULTADOS

### 5.1.- ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA

Como se ha explicado en el apartado de Material y Método, la muestra inicial del estudio se componía de un total de 24 pacientes, procedentes del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla, que acudieron a la Facultad de Odontología de Sevilla para ser tratados en la Unidad de Láser que está dentro del Master de Cirugía Bucal de la misma. Estos pacientes, ya habían sido diagnosticados previamente por un Cirujano Maxilofacial o un Cirujano Bucal, en dicho hospital por presentar una lesión hiperplásica en la mucosa yugal, indicando como tratamiento la exéresis de las misma.

Tras hacer la anamnesis de los pacientes, de la muestra inicial se excluyeron cuatro pacientes, por ser fumadores de más de 10 cigarrillos diarios. La muestra final fue de 20 pacientes, sin antecedentes ni enfermedades de interés, con edades comprendidas entre los 18 y 70 años.

#### 5.1.1.- Datos Demográficos

##### 5.1.1.1.- Sexo

La muestra definitiva del estudio fue de un total de 20 pacientes, compuesta por 6 hombres y 14 mujeres. Se observó una prevalencia por el sexo femenino, ya que este grupo supone un 70 % del total (Tabla 5.1, Gráfico 5.1).

Sexo	N (%)
Hombre	6 (30%)
Mujer	14 (70%)
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>

Tabla 5.1.- Distribución por sexos de la muestra estudiada. (N: número de pacientes estudiados)



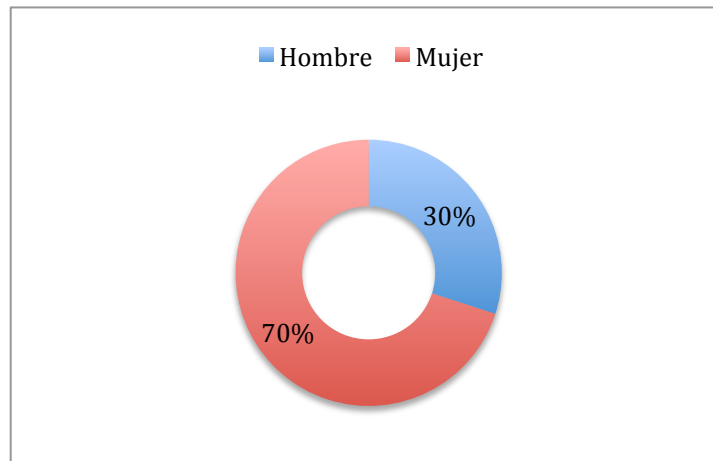


Gráfico 5.1.- Distribución por sexos de la muestra

#### **5.1.1.2.- Edad**

Los pacientes que integraban nuestra muestras eran de edades comprendidas entre los 18 y 70 años, los 20 resultantes quedaron con una edad media de  $38 \pm 59$  años.

#### **5.1.1.3.- Tipo de lesión**

Los resultados de las biopsias excisionales de los 20 pacientes, enviadas para analizar, en el laboratorio de Anatomopatología del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla, dieron como resultados 18 fibromas y 2 mucocelos.

#### **5.1.1.4.- Lado de la lesión**

De la muestra de los 20 pacientes encontramos que en las lesiones hiperplásicas que se presentaban en la mucosa yugal, quince lesiones (75%) se localizaron en el lateral derecho, frente a 5 (25%) en el izquierdo (Tabla 5.2, Gráfico 5.2).

Lado	N (%)
Derecho	15 (75%)
Izquierdo	5 (25%)
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>

Tabla 5.2.- Distribución por lado de la lesión de la muestra estudiada. (N: número de pacientes estudiados)

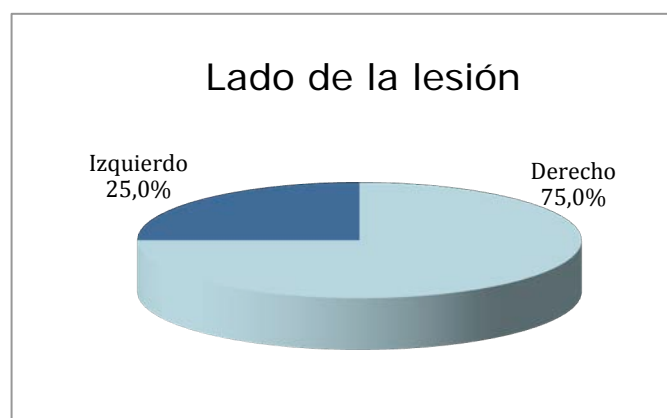


Gráfico 5.2.- Distribución por lado de la lesión de la muestra

#### 5.1.1.5.- Fumadores

En nuestra muestra, los pacientes fumadores incluidos deberían ser de menos de 10 cigarrillos al día, de los 20 pacientes de la muestra cuatro pacientes (20%) eran fumadores, frente a 16 (80%) no fumadores. (Tabla 5.3 Gráfico 5.3).

Fumador	N (%)
No	16 (80%)
Sí	4 (20%)
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>

Tabla 5.3.- Distribución por tabaquismo de la muestra estudiada. (N: número de pacientes estudiados)

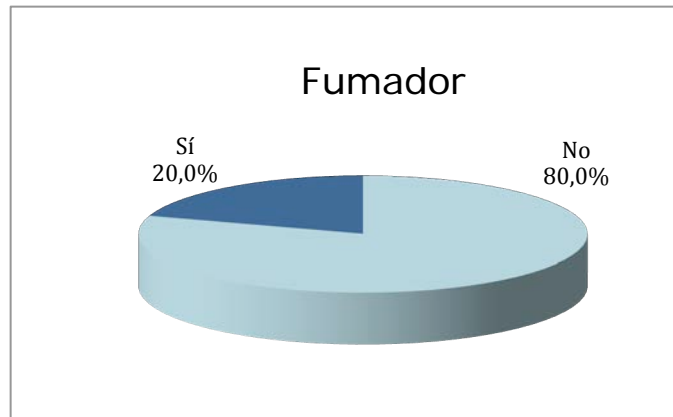


Gráfico 5.3.- Distribución por tabaquismo de la muestra

#### 5.1.1.6.- Sangrado introoperatorio.

Se observó que la mitad de los pacientes de la muestra presentó un ligero sangrado introoperatorio (n=10; 50%) (Tabla 5.4 Gráfico 5.4) .

Sangrado	N (%)
No	10 (50%)
Sí	10 (50%)
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>

Tabla 5.4.- Distribución por sangrado de la muestra estudiada. (N: número de pacientes estudiados)

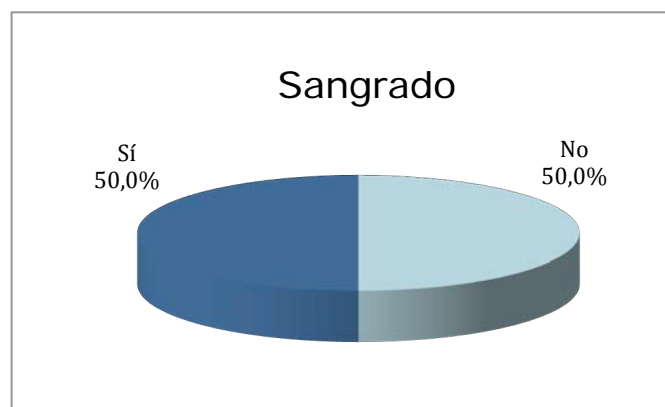


Gráfico 5.4.- Distribución por sangrado de la muestra

### 5.1.1.7.- Sutura

Ningún paciente precisó que se le dieran puntos de sutura (Tabla 5.5).

Sutura	N (%)
No	20 (100%)
Sí	0 (0%)
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>

Tabla 5.5.- Distribución por sutura de la muestra estudiada. (N: número de pacientes estudiados)

## 5.2.- COMPARABILIDAD DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

### 5.2.1.- Tipo de láser

Los 20 pacientes de la muestra se dividieron en dos grupos balanceados según el láser utilizado (Tabla 5.6 Gráfico 5.5).

Láser	N (%)
980 nm	10 (50%)
532 nm	10 (50%)
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>

Tabla 5.6.- Distribución por tipo de láser de la muestra estudiada. (N: número de pacientes estudiados)

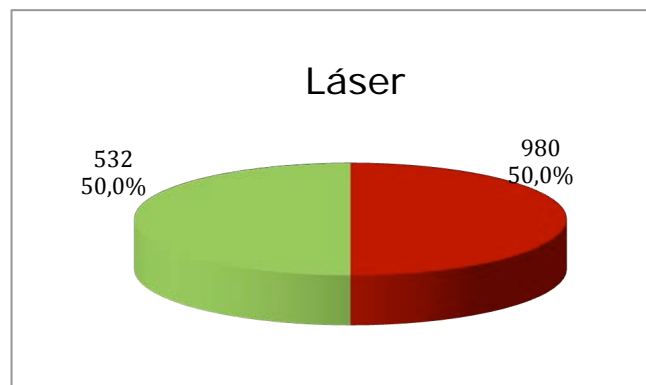


Gráfico 5.5.- Distribución por tipo de láser de la muestra

### 5.2.2.- Tipo de láser y Potencia

La misma potencia (1,5 W) fue utilizada para los dos tipos de láser ( $p=1,000$ ; Fisher) (Tabla 5.7).

		Láser		
Potencia	N (%)	980 nm	532 nm	P
1,5 W	20 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	1,000
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>	<b>10 (100%)</b>	<b>10 (100%)</b>	

Tabla 5.7.- Distribución por potencia de láser de los grupos de tipo de láser. (N: número de pacientes estudiados)

### 5.2.3.- Tabaquismo y Potencia

Si comparamos el hábito de fumar de los pacientes de uno y otro grupo, no existieron diferencias significativas respecto a los pacientes fumadores de cada grupo ( $p=1,000$ ; Fisher) (Tabla 5.8 y Gráfica 5.6).

		Láser		
Fumador	N (%)	980 nm	532 nm	P
No	16 (80%)	8 (80%)	8 (80%)	1,000
Sí	4 (20%)	2 (20%)	2 (20%)	
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>	<b>10 (100%)</b>	<b>10 (100%)</b>	

Tabla 5.8.- Distribución por tabaquismo de los grupos de tipo de láser. (N: número de pacientes estudiados)

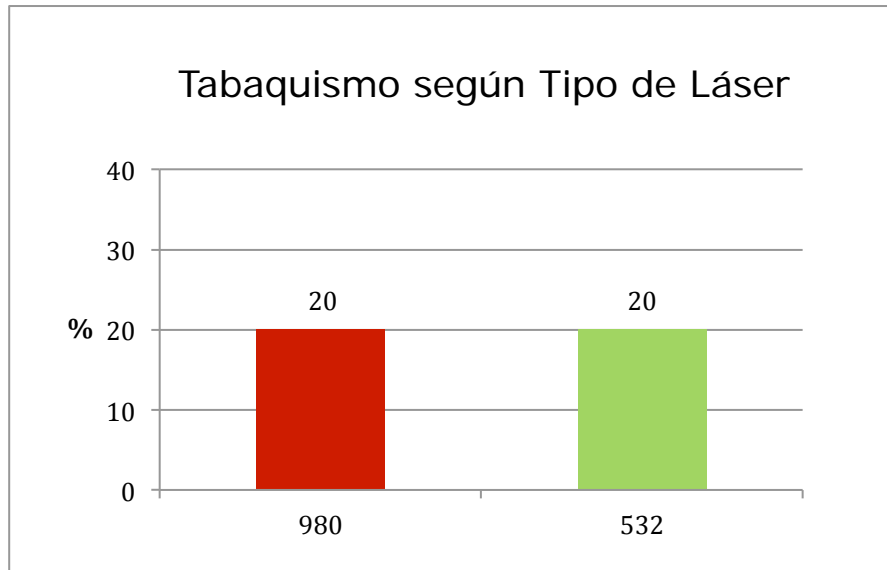


Gráfico 5.6.- Distribución por tabaquismo de los grupos de tipo de láser.

#### 5.2.4.- Tipo de láser y Sutura

Independientemente del tipo de láser, no se encontraron diferencias significativas entre los grupos, ya que no se reflejó que fuera necesario administrar puntos de sutura ( $p=1,000$ ; Fisher) (Tabla 5.9).

		Láser		P
		980 nm	532 nm	
<b>Sutura</b>	<b>N (%)</b>			
No	20 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	1,000
<b>Total</b>	<b>20 (100%)</b>	<b>10 (100%)</b>	<b>10 (100%)</b>	

Tabla 5.9.- Distribución por sutura de los grupos de tipo de láser. (N: número de pacientes estudiados)

### 5.2.5.- Tipo de láser y Tiempo

La distribución de valores del tiempo, respecto al láser de diodo de 980 nm o el láser de 532 nm o KTP fueron similares en ambos grupos ( $p=0,436$ , Mann-Whitney) (Tabla 5.10 y Gráfico 5.8).

		Láser		
Tiempo	Total	980 nm	532 nm	P
Media $\pm$ de	75,9 s $\pm$ 52,0	83,1 s $\pm$ 50,5	68,7 s $\pm$ 55,2	0,436

Tabla 5.10.- Media  $\pm$  desviación estándar del tiempo según grupo de tipo de láser.

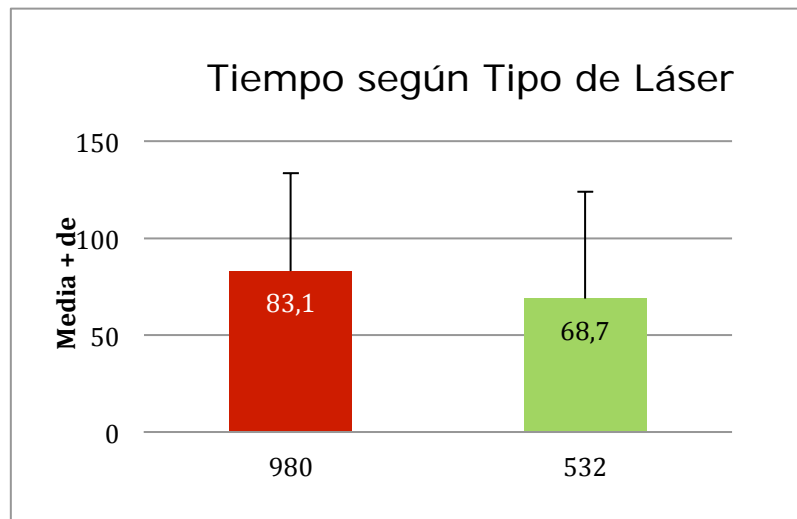


Gráfico 5.7.- Tiempo (media  $\pm$  de) según grupo de tipo de láser.

## 5.3.- EFECTO DEL TIPO DE LÁSER SOBRE LAS VARIABLES RESPUESTA.

### 5.3.1.- Tipo de láser y Evolución del Dolor en la escala EVA

La siguiente tabla (Tabla 5.11) expuso el nivel medio de dolor en la escala EVA (ausencia, ligero, moderado, fuerte y muy fuerte) de los pacientes de uno y otro

grupo a lo largo del tiempo. En cada cita se realizó una prueba de Mann-Whitney que contrastó si los valores de dolor eran homogéneos en ambos grupos. Se lee que para el láser de diodo de 980 nm, la mitad de los pacientes experimentaron dolor inferior a 0,22 (la mediana) en la Escala EVA en el tiempo inicial: un 25% inferior a 0,10 aproximadamente y otro 25% superior a 0,4 aproximadamente.

Día	Total	Láser		P
		980 nm	532 nm	
0	0,45 mm ± 0,70	0,25 mm ± 0,16	0,65 mm ± 0,96	0,123
1	0,69 mm ± 0,57	0,74 mm ± 0,68	0,63 mm ± 0,47	0,912
15	0,34 mm ± 0,24	0,28 mm ± 0,27	0,40 mm ± 0,21	0,393
28	0,22 mm ± 0,23	0,11 mm ± 0,13	0,33 mm ± 0,27	0,035

Tabla. 5.11- Media ± desviación estándar del dolor (escala EVA) a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

Para el láser de 532 nm y en el mismo momento  $t=0$ , se identificó un paciente con un EVA de dolor atípicamente baja ( el caso circulado), a la vez que otro con una valoración extremadamente alta respecto al conjunto ( el caso con símbolo estrella). Sólo se detectaron diferencias estadísticamente significativas en el tiempo a los 28 días ( $p=0,035$ ). Concretamente, el dolor en la visita mensual, fue algo más elevado en el grupo de láser 532 (Gráfico 5.8).



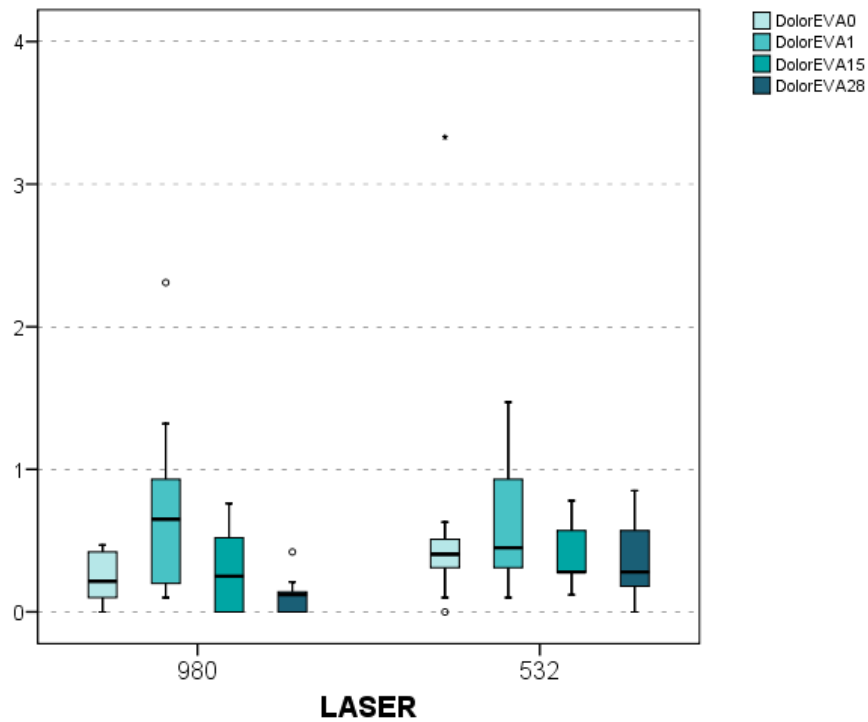


Gráfico 5.8.- Distribución de valores del dolor (escala EVA) a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser en un gráfico Box plot.

### 5.3.2.- Tipo de láser y Evolución del grado de Dolor

La siguiente tabla (Tabla 5.12) expone el número y porcentaje de pacientes con dolor en uno y otro grupo a lo largo del tiempo. En cada revisión se realiza una prueba de Mann-Whitney, que contrasta si los valores de dolor son homogéneos en ambos grupos. No se han detectado diferencias en ninguno de los tiempos evaluados.

Día	N (% con dolor)	Láser		P
		980 nm	532 nm	
0	1 (5)	0 (0)	1 (10)	0,739
1	5 (25)	4 (40)	1 (10)	0,247
15	1 (5)	0 (0)	1 (10)	0,739
28	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1,000
<b>Total</b>	<b>20 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	

Tabla 5.12.- Distribución del grado de dolor a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

Si observamos desde el punto de vista estrictamente descriptivo (Gráfico 5.9), es notorio que en día 1 hubo una mayor proporción de sujetos con dolor ligero-moderado usando el láser de 980 nm frente al láser de 532 nm o KTP.

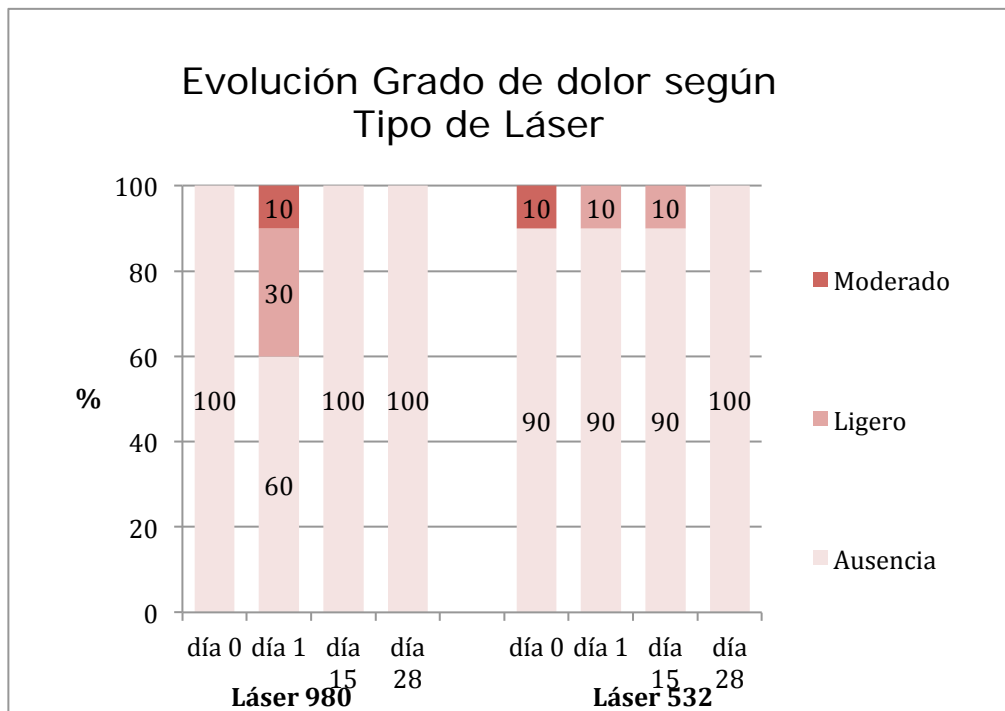


Gráfico.5.9 - Distribución del grado de dolor a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

El resultado de un análisis de Brunner-Langer adicional confirmó que se trataba de una leve tendencia de dolor entre ligero y moderado, que resultó no concluyente ( $p > 0,05$ ).

### 5.3.3.- Tipo de láser y Evolución de la Inflamación en la escala EVA

Se observó, el nivel medio de inflamación en la escala EVA de los pacientes de uno y otro grupo a lo largo del tiempo. En cada revisión se realiza una prueba de Mann-Whitney que contrastaba si los valores de inflamación son homogéneos en ambos grupos. Sólo se detectaron diferencias estadísticamente significativas en el tiempo 3 (28 días) ( $p = 0,023$ ). Concretamente, la inflamación en la visita mensual fue más elevada en el grupo de láser 532 (Tabla 5.13 y Gráfico 5.10).

Día	Total	Láser		P
		980 nm	532 nm	
1	1,06 mm ± 0,95	0,86 mm ± 0,85	1,26 mm ± 1,06	0,247
15	0,29 mm ± 0,25	0,24 mm ± 0,23	0,34 mm ± 0,28	0,529
28	0,26 mm ± 0,32	0,11 mm ± 0,10	0,41 mm ± 0,39	0,023

Tabla. 5.13- Media ± desviación estándar de la inflamación (escala EVA) a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

### Evolución Grado de inflamación EVA según Tipo de Láser

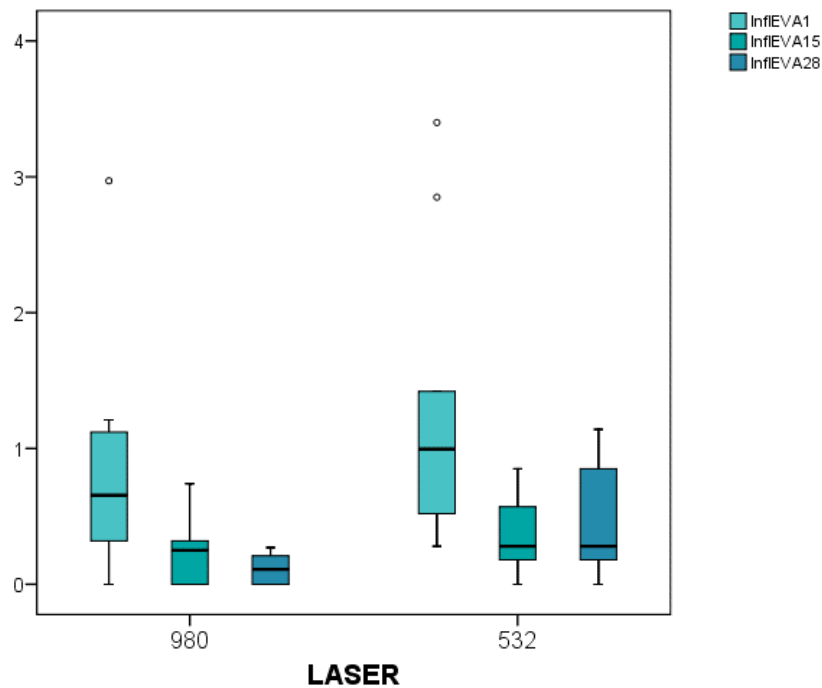


Gráfico 5.10.- Distribución de valores de la inflamación (escala EVA) a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

#### 5.3.4.- Tipo de láser y Evolución del grado de Inflamación

La siguiente tabla y gráfico (Tabla 5.14, Gráfico 5.11) exponen el número y porcentaje de pacientes con inflamación en uno y otro grupo a lo largo del tiempo. En cada time-point se realizó una prueba de Mann-Whitney que contrastaba si los

valores de inflamación eran homogéneos en ambos grupos. No se detectaron diferencias en ninguno de los tiempos evaluados.

Día	N (% con inflam.)	Láser		P
		980 nm	532 nm	
1	6 (30)	3 (30)	3 (30)	0,247
15	2 (10)	1 (10)	1 (10)	0,739
28	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1,000
<b>Total</b>	<b>20 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	

Tabla 5.14.- Distribución del grado de inflamación a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

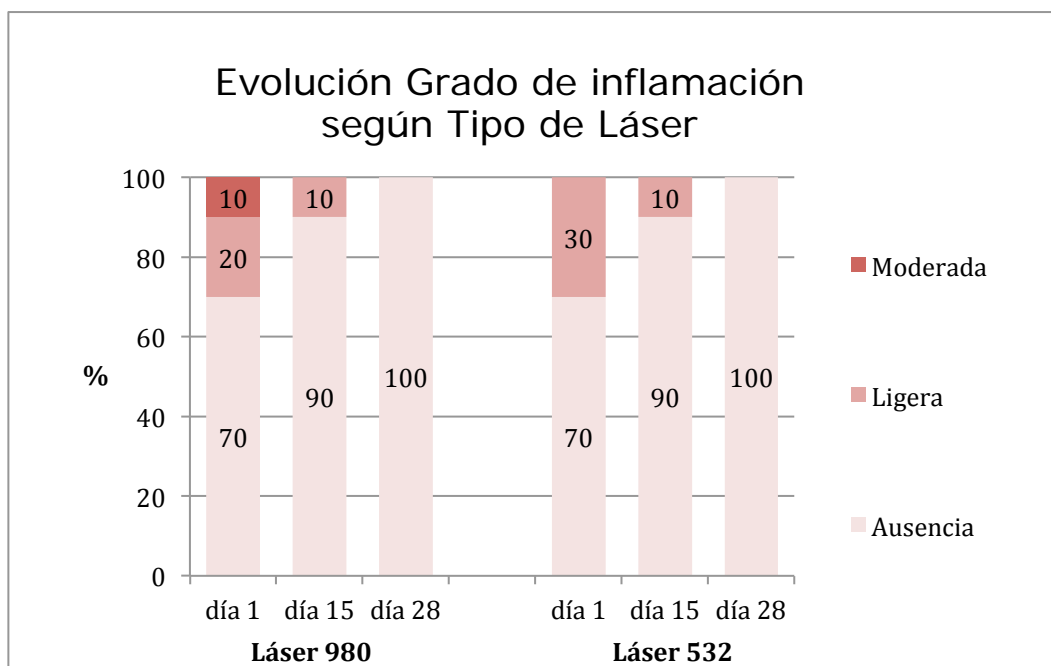


Gráfico 5.11.- Distribución del grado de inflamación a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

En los datos sugirieron que existía una gran homogeneidad entre la evolución de la inflamación de uno y otro grupo de pacientes. En la visita mensual, los pacientes en ambos grupos declararon un nivel de inflamación EVA que fue algo mayor en el grupo láser 532; pero siempre clasificado en la categoría de 'ausencia'.

El resultado de un análisis de Brunner-Langer adicional confirma que la evolución de la inflamación es similar con ambas técnicas ( $p=0,989$ ).

### 5.3.5.- Tipo de láser y Evolución de la cicatrización

En los dos tipos de láser y su evolución en la cicatrización, se expuso el número y porcentaje de pacientes con cicatrización 'aceptable' en uno y otro grupo a lo largo del tiempo. En cada time-point se realizó una prueba de Fisher que contrastaba si el grado de cicatrización era homogénea en ambos grupos. No se detectaron diferencias en ninguno de los tiempos evaluados (Tabla 5.15, Gráfico 5.12).

		Láser		
Día	N (% con cicat. aceptable)	980 nm	532 nm	P
1	8 (40)	4 (40)	4 (40)	1,000
15	1 (5)	0 (0)	1 (10)	1,000
28	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1,000
<b>Total</b>	<b>20 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	

Tabla 5.15.- Distribución del grado de cicatrización a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

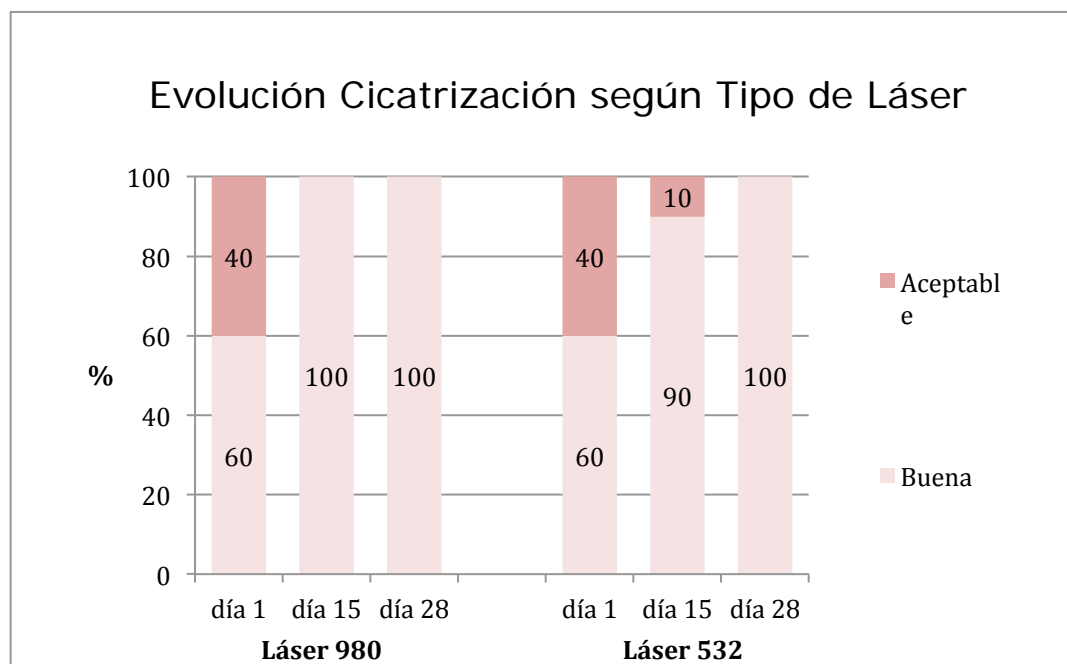


Gráfico 5.12.- Distribución del grado de cicatrización a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

El análisis de Bruner-Langer confirma que la evolución de la cicatrización a lo largo del seguimiento es similar en ambos grupos ( $p=0,747$ ).

### 5.3.6.- Tipo de láser y Evolución de la toma de medicación

La siguiente tabla (Tabla 5.16, Gráfica 5.13) expuso el número y porcentaje de pacientes que se habían medicado con paracetamol en uno y otro grupo a lo largo del tiempo. En cada revisión se realizó una prueba de Fisher que contrastaba si la toma era homogénea en ambos grupos. No se detectaron diferencias significativas, en ninguno de los tiempos evaluados.

Día	N (% con paracetamol)	Láser		P
		980 nm	532 nm	
1	7 (35)	4 (40)	3 (30)	1,000
15	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1,000
28	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1,000
<b>Total</b>	<b>20 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	<b>10 (100)</b>	

Tabla 5.16.- Distribución de la toma de medicación a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

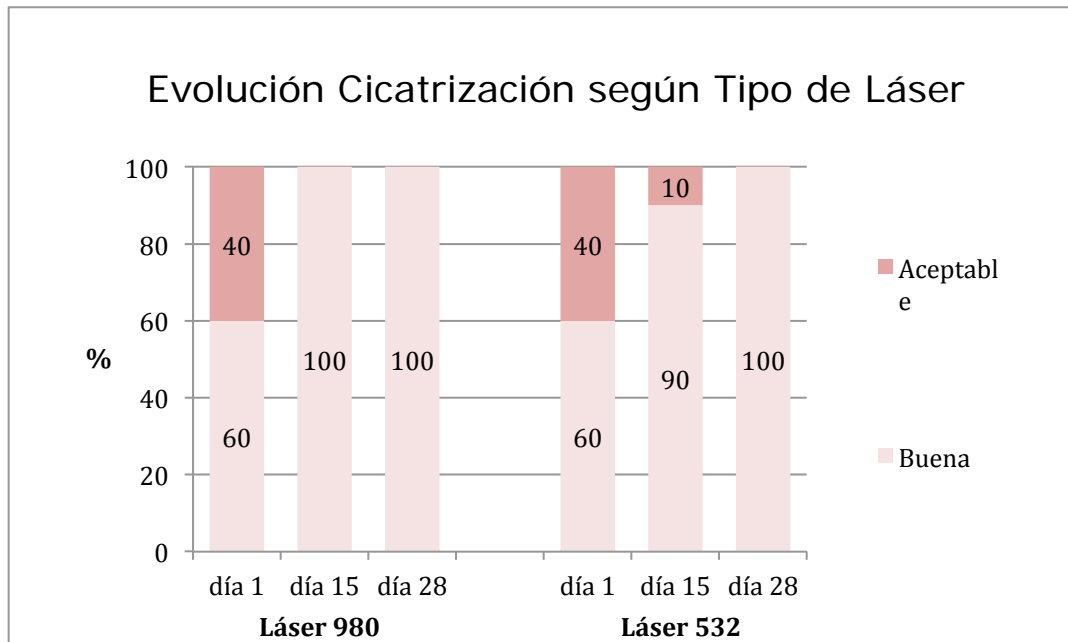


Gráfico 5.13.- Evolución de la toma de medicación a lo largo del tiempo según grupo de tipo de láser.

Valorando el diagrama de barras de manera descriptiva, observamos que en el primer día en el láser de 980 nm, fue más elevada la toma de fármacos que en el láser de 532 nm, aunque los resultados no son estadísticamente significativos.

El análisis de Bruner-Langer confirmó que la evolución de la ingesta de medicación analgésica a lo largo del seguimiento fue similar en ambos grupos ( $p=0,654$ ).

A modo ilustrativo se aportan cinco casos de cada grupo de estudio láser de diodo de 980 nm y láser de 532 nm o KTP. En el Anexo VI y el ANEXO VII se muestran la totalidad de los casos estudiados.

### Caso 1-80 . Operado con el láser de diodo 980 nm



Figura 5.1 Fotografía Inicial Caso # 1-80

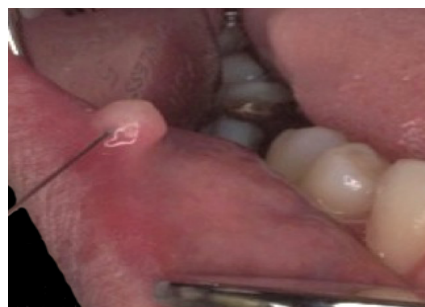


Figura 5.2 Infiltración anestésica Caso # 1-80

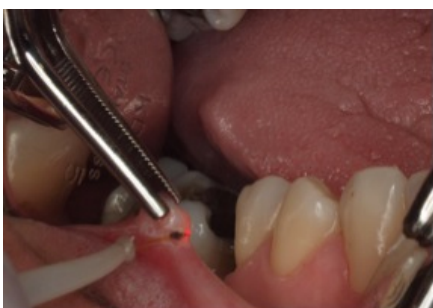


Figura 5.3 Exéresis de la lesión Caso # 1-80

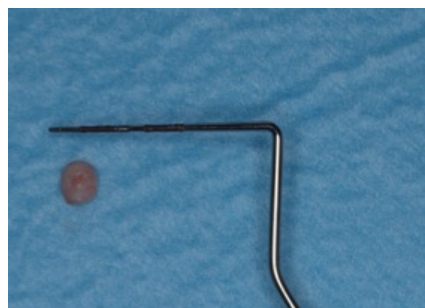


Figura 5.4 Presentación de la lesión Caso # 1-80



Figura 5.5 Fotografía control 24 horas Caso # 1-80



Figura 5.6 Fotografía control 14 días Caso # 1-80



Figura 5.7 Fotografía control 28 días Caso # 1-80



**Caso 2-80 . Operado con el láser de diodo 980 nm**



Figura 5.8 Fotografía Inicial  
Caso # 2-80



Figura 5.9 Infiltración anestésica  
Caso # 2-80

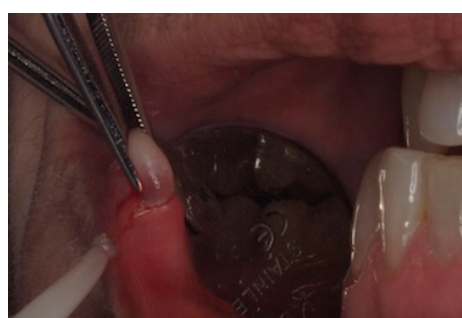


Figura 5.10 Exéresis de la lesión  
Caso # 2-80



Figura 5.11 Presentación de la lesión  
Caso # 2-80



Figura 5.12 Fotografía control 24 horas  
Caso # 2-80



Figura 5.13 Fotografía control 14 días  
Caso # 2-80



Figura 5.14 Fotografía control 28  
días Caso # 2-80

**Caso 3-80 . Operado con el láser de diodo 980 nm**



Figura 5.15 Fotografía Inicial Caso # 3-80

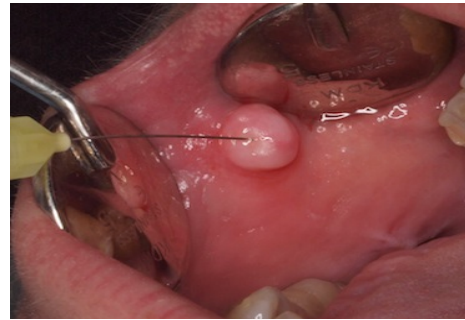


Figura 5.16 Infiltración anestésica Caso # 3-80



Figura 5.17 Exéresis de la lesión Caso # 3-80



Figura 5.18 Presentación de la lesión Caso # 3-80



Figura 5.19 Fotografía control 24 horas Caso # 3-80



Figura 5.20 Fotografía control 14 días Caso # 3-80



Figura 5.21 Fotografía control 28 días Caso # 3-80

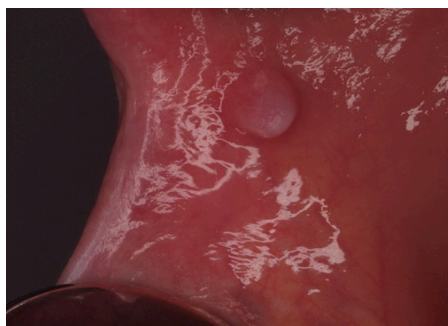
**Caso 4-80 . Operado con el láser de diodo 980 nm**

Figura 5.22 Fotografía Inicial Caso # 4-80



Figura 5.23 Infiltración anestésica Caso # 4-80



Figura 5.24 Exéresis de la lesión Caso # 4-80



Figura 5.25 Presentación de la lesión Caso # 4-80



Figura 5.26 Fotografía control 24 horas Caso # 4-80



Figura 5.27 Fotografía control 14 días Caso # 4-80



Figura 5.28 Fotografía control 28 días Caso # 4-80

### Caso 5-80. Operado con el láser de diodo 980 nm



Figura 5.29 Fotografía Inicial Caso # 5-80



Figura 5.30 Infiltración anestésica Caso # 5-80

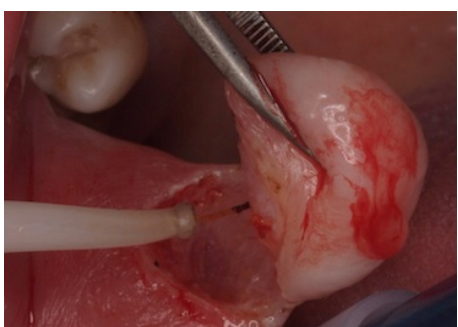


Figura 5.31 Exéresis de la lesión Caso # 5-80



Figura 5.32 Presentación de la lesión Caso # 5-80



Figura 5.33 Fotografía control 24 horas Caso # 5-80

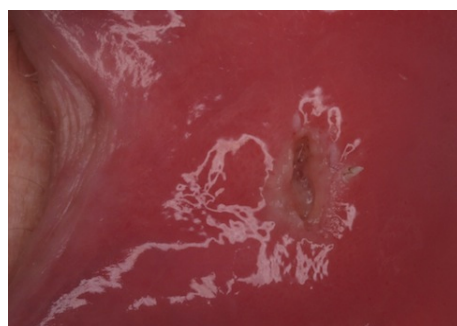


Figura 5.34 Fotografía control 14 días Caso # 5-80



Figura 5.35 Fotografía control 28 días Caso # 5-80

### Caso 1-32 Operado con el láser de 532 nm o KTP



Figura 5.36 Fotografía Inicial  
Caso # 1-32



Figura 5.37 Infiltración anestésica  
Caso # 1-32

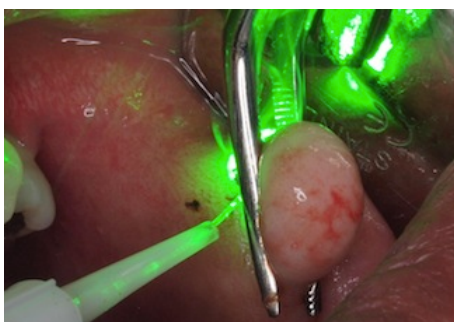


Figura 5.38 Exéresis de la lesión  
Caso # 1-32



Figura 5.39 Presentación de la lesión  
Caso # 1-32

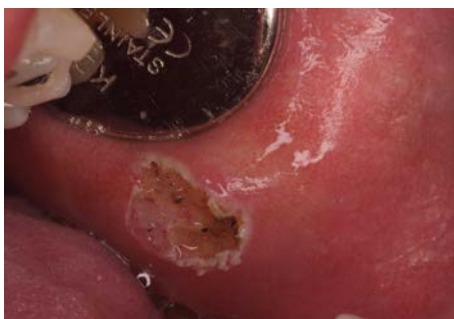


Figura 5.40 Fotografía control 24 horas  
Caso # 1-32



Figura 5.41 Fotografía control 14 días  
Caso # 1-32



Figura 5.42 Fotografía control 28 días  
Caso # 1-32

**Caso 2-32 Operado con el láser de 532 nm o KTP**

Figura 5.43 Fotografía Inicial  
Caso # 2-32



Figura 5.44 Infiltración anestésica  
Caso # 2-32

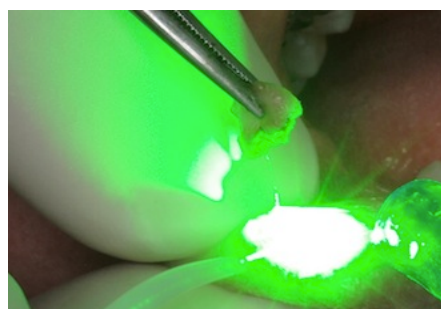


Figura 5.45 Exéresis de la lesión  
Caso # 2-32



Figura 5.46 Presentación de la lesión  
Caso # 2-32



Figura 5.47 Fotografía control 24 horas  
Caso # 2-32



Figura 5.48 Fotografía control 14 días  
Caso # 2-32



Figura 5.49 Fotografía control 28 días  
Caso # 2-32

### Caso 3-32 Operado con el láser de 532 nm o KTP



Figura 5.50 Fotografía Inicial  
Caso # 3-32



Figura 5.51 Infiltración anestésica  
Caso # 3-32



Figura 5.52 Exéresis de la lesión  
Caso # 3-32



Figura 5.53 Presentación de la lesión  
Caso # 3-32



Figura 5.54 Fotografía control 24 horas  
Caso # 3-32



Figura 5.55 Fotografía control 14 días  
Caso # 3-32



Figura 5.56 Fotografía control 28 días  
Caso # 3-32

### Caso 4-32 Operado con el láser de 532 nm o KTP



Figura 5.57 Fotografía Inicial



Figura 5.58 Infiltración anestésica Caso # 4-32

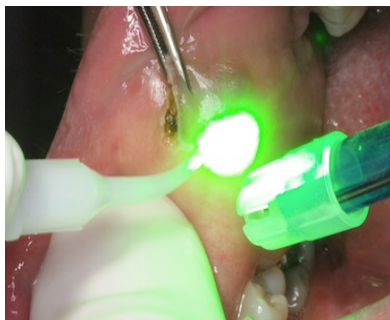


Figura 5.59 Exéresis de la lesión Caso # 4-32

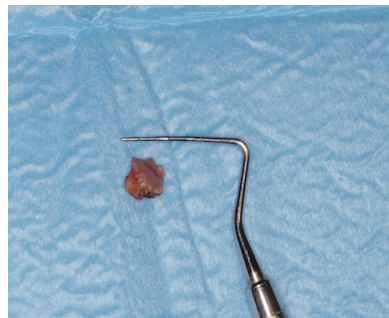


Figura 5.60 Presentación de la lesión



Figura 5.61 Fotografía control 24 horas Caso # 4-32



Figura 5.62 Fotografía control 14 días



Figura 5.63 Fotografía control 28 días



**Caso 5-32 Operado con el láser de 532 nm o KTP**

Figura 5.64 Fotografía Inicial  
Caso # 5-80

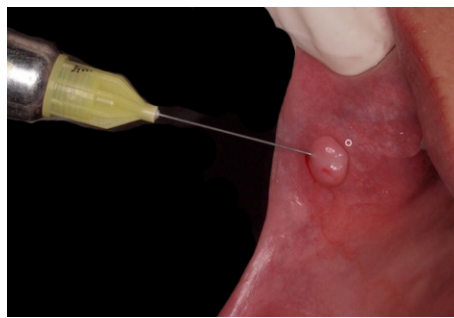


Figura 5.65 Infiltración anestésica  
Caso # 5-32



Figura 5.66 Exéresis de la lesión  
Caso # 5-32



Figura 5.67 Presentación de la lesión  
Caso # 5-32

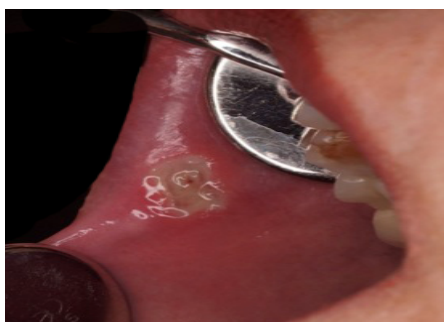


Figura 5.68 Fotografía control 24 horas  
Caso # 5-32



Figura 5.69 Fotografía control 14 días  
Caso # 5-32



Figura 5.70 Fotografía control 28 días  
Caso # 5-32

## 6. DISCUSIÓN

### 6.1.- INTRODUCCIÓN A LA DISCUSIÓN

Las investigaciones relativas a la aplicación de la tecnología láser en el área de Ciencias de la Salud se iniciaron en la época de los 60. Los investigadores empezaron a estudiar la viabilidad de utilizar distintos tipos de láseres en los procedimientos quirúrgicos, encontrando múltiples de indicaciones para estos (99).

Dentro del área médica especialidades como la Oftalmología, Ginecología, Cirugía plástica y Dermatología, han convertido el láser en una herramienta imprescindible en el día a día de sus consultas. La primera cirugía con láser se realizó en el Hospital Presbiteriano de Nueva York en 1961 y consistió en la retirada de un tumor de retina que impedía la visión al paciente y fue todo un éxito. Desde esa primera cirugía hasta el día de hoy el crecimiento de las intervenciones con este dispositivo lumínico ha crecido a pasos agigantados (2, 4, 5).

En los últimos años hemos asistido a la irrupción del láser en la Odontología. El láser no es, sin embargo, nuevo en este campo, de hecho la Odontología no se ha mantenido ajena a los avances de esta tecnología. En 1964, año en que se comercializa el primer láser de uso médico, el Journal of Dental Research publica un artículo sobre el efecto del láser sobre el esmalte dental y la dentina (185). Los primeros estudios "in vitro" datan de la década de los años sesenta, pero no es hasta los inicios de los años ochenta cuando se utiliza el láser en la práctica clínica odontológica (3, 93).

En la actualidad en muchas de las intervenciones de tejidos blandos orales el láser ya es una alternativa viable al bisturí frío (152,186,187,188, 189).

El uso de esta tecnología, nos va a aportar numerosas ventajas ya descritos anteriormente como son: la posibilidad de trabajar en un campo quirúrgico seco que nos permitirá una mejor visualización de la zona debido a su capacidad coagulante, propiedad que nos hará reducir mucho el tiempo quirúrgico y por lo tanto tendremos una menor inflamación, edema y dolor que unido a su capacidad bactericida en la

superficie tisular, nos ayudará a reducir considerablemente el uso de fármacos en el postoperatorio (2 ,25 ,134,151, 186).

Estas ventajas han hecho que el uso de esta terapia láser en cirugía bucal, en los casos en lo que éste indicado, sea el tratamiento de elección.

Las posibilidades clínicas de aplicación del láser en Cirugía Bucal han suscitado un enorme interés científico en la última década y han sido varios los tipos de láser empleados en numerosos estudios realizados en condiciones tanto in vitro como in vivo (129, 182, 190).

## **6.2.- DISCUSIÓN ESTUDIO CLÍNICO**

### **6.2.1.- Muestra y Modelo del Estudio Clínico**

La configuración de la muestra de un estudio es determinante para cualquier trabajo de investigación. A la hora de plantear este trabajo, nos basamos en otros estudios similares sobre el uso de distintos láseres en Cirugía Bucal, observando la potencia utilizada, las revisiones efectuadas a nivel postoperatorio e intraoperatorio y el consumo de fármacos (58, 154, 156, 191).

La muestra de pacientes que se utilizó, proviene de pacientes que acuden a ser intervenidos con láser al Máster de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla, procedentes de Hospital Universitario Virgen del Rocío (Servicio Andaluz de Salud). Estos tuvieron previamente al día de la cirugía una consulta con el Cirujano Bucal o Maxilofacial, en la que se indicó la exéresis mediante láser de una lesión hiperplásica de la mucosa yugal.

Inicialmente, la muestra la conformaron 24 pacientes de ambos sexos mayores de 18 años y menores de 70, que finalmente quedaron en 20 tras excluir a cuatro de ellos, en función de los criterios de inclusión/exclusión establecidos. Respecto al número podemos defender, que la mayoría de los artículos revisados acerca del uso de láser en Cirugía Bucal son a propósito de un caso clínico o están formados por muestras de pacientes similares a la nuestra e incluso inferiores en número (70 , 83, 134,192).

Por otra parte existen estudios similares y algunos más numerosos, como el trabajo de Francesca Angiero y cols también desarrollado con pacientes hospitalarios con una muestra de 608 individuos tratados con láser de diodo de 880 nm (193) pero éste consiste en un estudio histológico con las muestras obtenidas, para evaluar el daño termal del láser de diodo, también encontramos trabajos como el de Fornaini et cols que presentan una muestra de 50 paciente tratados con el láser de 532 nm con una evaluación en el postoperatorio similar a nuestro estudio (156).

Cabe destacar que no son muchos los estudios existentes, particularmente con el láser de 532 nm, ya que este a pesar de tener un largo recorrido en el campo de la Dermatología (194, 195), ha sido introducido recientemente en la Odontología. Sus primeros usos fueron combinados para blanqueamiento dental (196) y es a partir del 2009 cuando empiezan a encontrarse investigaciones de este láser en Cirugía Bucal (158).

La mayoría de los autores trabajan con muestras de pacientes que presentan distintas lesiones en la cavidad oral y que se encuentran en diferentes localizaciones. En nuestro trabajo decidimos realizarlo con un único tipo de lesión, con el fin de poder valorar de una forma más objetiva; la cicatrización de la zona, el dolor, inflamación y demás parámetros del estudio de una forma más equitativa, ya que al tratarse del mismo epitelio y la misma localización de lesión está presentaría características similares.

En la revisión encontramos un estudio retrospectivo de Tamarit-Borrás y cols en el que se realizó un estudio, en el que si encontramos que seleccionaron el mismo tipo de lesiones de la cavidad bucal. Se trataba de un de un grupo de 120 pacientes en los que se extirparon 128 épulis que fueron intervenidos con el láser de CO<sub>2</sub>, láser de Er:YAG, láser de diodo y bisturí frío. La muestra de este estudio no ha sido equitativa en cuanto al número de casos intervenidos con las diferentes opciones quirúrgicas que planteaban, utilizándose solo en una ocasión el láser de diodo por lo que no nos resulta relevante para nuestro estudio(175).

Basándonos en la evidencia científica, la elección de realizar la exéresis de las lesiones hiperplásicas en la cavidad bucal, fue debido a que son los tumores benignos más frecuente de la cavidad oral, entre estos el fibroma, que está constituido por una proliferación de fibroblastos y fibras de colágeno que se desarrollan por un traumatismo y su tratamiento se basa en la cirugía resectiva. (168, 169, 170). Dado que son las lesiones más frecuentes que se presentan en la cavidad oral, nos pareció importante desarrollar el estudio sobre éstas para poder ofrecer un mejor tratamiento de las mismas, a los pacientes que acuden al Master de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla para su extirpación.

La mucosa yugal fue la localización elegida, debido a que es donde se encuentran con mayor frecuencia los fibromas en la mucosa oral. En nuestro estudio, en la muestra de los 20 pacientes, obtuvimos en los resultados de la anatomía patológica, 18 fibromas y 2 mucocelos. En la mayoría de los casos fueron fibromas, como habíamos previsto en función de la revisión de la literatura de las lesiones hiperplásicas de la mucosa yugal (168, 171).

Los objetivos que nos propusimos al inicio de nuestra investigación fueron los siguientes: determinar que láser producía a nivel operatorio, menor sangrado y dolor. En el postoperatorio, se evaluó a las 24 horas, 14 días y 28 días cual de los dos láseres produjeron, menor dolor, mejor cicatrización y menor inflamación de los pacientes que acudieron a ser intervenidos de la lesión hiperplásica que presentaban en la mucosa yugal.

Los pacientes que fueran fumadores de más de 10 cigarrillos al día, serian excluidos del estudio, ya que la cirugía con láser cicatriza por segunda intención y podría producir un retraso en la cicatrización de los mismos, quedando el estudio sesgado. En varios artículos, se demuestra la reducción del riesgo sanguíneo en la piel y mucosas, cuando un paciente es fumador (197, 198).

### **6.2.2.- Metodología del Estudio Clínico**

Como metodología del estudio se realizó un estudio prospectivo, a simple ciego controlado, el que el coordinador del estudio asignó aleatoriamente los pacientes del grupo del láser de diodo de 980 nm y el grupo del láser de 532 nm, de forma que los números de identificación del estudio iban siendo dados al azar. El estudio fue controlado por el coordinador a través de las visitas y el CDR (ANEXO IV).

El procedimiento del estudio consta de tres fases iniciales previas a la exéresis y tres fases posteriores a la extirpación de la lesión. La fase inicial en la que se realiza la historia clínica y anamnesis, se evalúa si el paciente pasa los criterios de inclusión y si es así, si acepta participar en el estudio. Una vez que el paciente ha aceptado, se pasaría a la segunda fase de esta etapa inicial, donde se procede a la exéresis de la lesión y por último la toma de datos de la visita 0. Las siguientes tres fases de revisión se harán en el postoperatorio, a las 24 horas, 14 días y 28 días, siguiendo la toma de datos del CRD (ANEXO IV) y la tabla de itinerario (Tabla 4.1 ).

### **6.2.3.- Elección de los láseres para el estudio**

Hace ya cinco años en el Máster de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla, se desarrolló una Unidad de Láser, en la que se tratan la patología del tejido blando con láser de diodo de 980 nm, procedente del Hospital Universitario Virgen del Rocío (Servicio Andaluz de Salud), siendo los pacientes derivados desde aquí por el Cirujano Bucal o Maxilofacial, para ser intervenidos con láser en el Máster de Cirugía Bucal en la Universidad de Sevilla.

Desde que el láser de diodo, fue aprobado por la FDA en 1994 para su uso en cirugías de tejidos blandos, la evidencia del beneficio en el uso del láser de diodo en las cirugías de estos tejidos de la cavidad bucal está más que demostrada (30, 39, 182, 199).

Este láser, se utiliza por contacto físico con los tejidos, a través de una pieza de mano con una fibra óptica lo que lo hace muy fácil de usar. Por lo tanto, la curva de aprendizaje es menor que con otros tipos de láser de no contacto. Debido a su tamaño es más sencillo de manejar y transportar por el Odontólogo.

Además es el láser más económico y nos sirve para usarlo como hemos visto en diversas especialidades odontológicas (83, 91, 193, 200, 201).

El láser de diodo, es absorbido en menor medida por el agua, y se absorbe más en profundidad que los láseres de ER:YAG, Er:Cr:YSGG y de CO<sub>2</sub>; esto permite que la cirugía de tejidos blandos se pueda realizar en la proximidad de los dientes y lo convierte en un láser muy seguro, ya que no producirá daño en el diente o tejido óseo (26, 202).

El láser de ER:YAG y Er:Cr:YSGG van a tener mayor absorción por el agua lo que no los hace tan seguros a la hora de utilizarlos cerca de tejidos duros.

Arnabat y cols, en un estudio realizado en el uso del láser de ER:YAG en 20 pacientes con 50 implantes osteointegrados. Se dividieron en dos grupos, al grupo control se le realizó la segunda cirugía de modo convencional y al grupo estudio con láser de ER:YAG. Estos concluyeron que el tratamiento con láser hace más simple la segunda cirugía de implantes, y así, no observaron edema ni dolor postoperatorio y al quinto día el tejido ya estaba cicatrizado, lo que les dio la posibilidad de rehabilitar antes con respecto al grupo control (114).

Este láser está indicado en los tejidos blandos, pero no tiene capacidad hemostática, por lo que se debe tener precaución a la hora de usarlo en lesiones vascularizadas. Sin embargo como hemos visto, serían los láseres de elección para las tratamientos en tejidos duros (203, 204).

El uso del láser de 532 nm o KTP actualmente, no está muy extendido en la Odontología: sin embargo este láser se introdujo con gran fuerza en el campo de medicina, llegando a ser muy eficaz en los tejidos vasculares, operaciones oftálmicas, urológicas y dermatológicas (205, 206). Debido a su más reciente incorporación al mercado tecnológico dental, los estudios sobre las posibles aplicaciones clínicas los láseres de 532 nm o KTP son menos numerosas.

Es un láser de contacto y se utiliza con la misma pieza de mano y fibra óptica para cirugía bucal, que el láser de diodo de 980 nm, pero tiene un coste más elevado y es más difícil de transportar por su tamaño y peso (156).

Este láser tiene gran afinidad por la hemoglobina y oxihemoglobina, al igual que el láser diodo, aunque ofrece una diferencia muy importante, dado que se absorbe muy bien en superficie al contrario que el diodo y esto da lugar a un bajo efecto térmico en los tejidos profundos, por lo que a priori ayudaría a disminuir el riesgo de penetración que tiene en los tejidos profundos el láser de diodo.

La principal ventaja entre la cirugía convencional y la cirugía con láser es su capacidad hemostática. Está dependerá como hemos ido viendo de la longitud de onda, de la energía que se absorbe en el tejido irradiado y los tejidos adyacentes que pueden terminar en algunos casos produciendo un daño en estos.

Por lo tanto hay que tener en cuenta dos factores importantes la acumulación de energía térmica (calor) y el tiempo de recuperación térmica del tejido, para no causar daños irreversibles en la zona tratada; del mismo modo, debemos considerar el tipo de láser utilizado y su longitud de onda puesto que de esto dependerá el grado de profundidad con que se absorba. De ello se deriva la importancia de protocolizar las intervenciones con los láseres, con el fin de minimizar las secuelas térmicas.

El estudio in vitro en mucosa oral porcina, realizado por Cercadillo-Ibarguren y cols, en el que evaluaban histológicamente el daño térmico producido en los tejidos blandos por el CO<sub>2</sub>, Er,Cr:YSGG y el láser de diodo. Entre los láseres evaluados desarrollado una amplia gama de daño térmico con diferencias significativas entre los grupos. Las muestras con el efecto térmico más bajo fueron las irradiadas con ER,Cr:YSGG mediante pulverización de agua / aire , seguido del láser de CO<sub>2</sub> y el láser de diodo. Estos concluyeron que los parámetros de emisión de cada sistema láser puede influir en el daño térmico infligido al tejido blando , sin embargo, la longitud de onda de cada láser determina las características de velocidad de absorción de cada tejido y el efecto térmico (58).



Por lo tanto, es importante utilizar los láseres con los parámetros indicados, es importante tener en cuenta que cuando se opera con un láser en modo continuo, la energía (J) es el producto de la potencia (W) y el tiempo de irradiación (s). Todos los sistemas láser permiten variar estos dos parámetros, por lo que los efectos térmicos pueden ser fácilmente controlados y así evitar estos problemas de absorción.

Otros láseres como el láser de CO<sub>2</sub> o el láser de ER:YAG, son láseres en los que no existe contacto físico entre la pieza de mano y los tejidos, por lo que no se tiene sensación táctil y se pierde profundidad. Éstos se utilizan a través de un brazo articulado que muchas veces puede resultar de manipulación dificultosa y desviar el haz de luz del punto de donde se pretende incidir si el operador no tiene mucha experiencia (122, 127, 133).

Actualmente en tratamientos cuyo objetivo sea la exéresis de tejidos blandos, el láser de diodo, sería a priori el láser de elección (193, 207, 192).

Otros autores como Romeo U. y cols, consideran que el láser de KTP será el láser más seguro, para la extirpación de tejidos blandos, porque no llega a penetrar en la profundidad de los tejidos adyacentes (29).

El objetivo de nuestro estudio fue analizar las diferencias entre el láser de diodo de 980 nm y el láser de 532 nm KTP, con el fin de determinar cual de los dos nos proporciona más beneficios, tanto intraoperatoriamente como en el periodo postoperatorio, para indicar su utilización en los pacientes que acudían para ser intervenidos en el Máster de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla, procedentes de Hospital Universitario Virgen del Rocío (Servicio Andaluz de Salud).

La comparativa entre ambos grupos fue adecuada, dado que ambos láseres tienen afinidad por los mismos cromóforos, y trabajarán bien en los tejidos blandos bucales, se utilizaron con la misma fibra de 320  $\mu$ m lo que hizo que la cirugía se realizaría con la misma sensación táctil, y no se produjera una diferencia en cuanto a la dificultad quirúrgica, siendo la curva de aprendizaje para la utilización de ambos muy homogénea.

### **6.2.3.1.- Diseño de las visitas y seguimiento para el estudio**

El diseño de las visitas del estudio, se realizó basándonos en diversos trabajos publicados, entre ellos una investigación in vitro publicado por Romanos y cols, en 1998 (solo cuatro años después, de que la FDA aprobará su uso en tejidos blandos) en la que midieron en lesiones de tejidos blandos de la cavidad bucal en 22 pacientes la precisión en la incisión y la hemostasia con el láser de diodo de 980 nm. En la evaluación postoperatoria en diversas patologías de la mucosa oral, entre ellas fibromas, registraron el sangrado, inflamación y cicatrización, mediante revisiones a los 3 días, 1 semana, 2 semanas y 4 semanas, obteniendo muy buenos resultados incluso en la exéresis de lesiones vasculares. Lo utilizaron con diversas potencias desde 1 a 2 W y en modo continuo y discontinuo. Concluyeron que el Láser de Diodo de 980 nm, es beneficioso para la práctica diaria y en la cirugía de tejidos blandos orales (83).

Otros estudios como el de Fornani y cols, llevado a cabo en 52 pacientes con el láser de 532 nm o KTP en lesiones de la mucosa oral, se utilizó una escala numérica para que el paciente marcara el grado de dolor del 1 al 10, el día de la cirugía, tres días después, a la semana, dos semanas y al mes. Estos recomendaron el uso de clorhexidina para enjuagues posteriores (156).

Tamarit-Borrás y cols, en su estudio retrospectivo, realizaron controles postoperatorios a los 7 días, 15 días y 30 días evaluando la cicatrización, y dado que se trataba de épulis, que como hemos visto tiene una alta tasa de recidiva (172) , se revisaron a los 3, 6 y 12 meses (175), pero no es el caso de las lesiones de nuestro estudio, por lo que no necesitaríamos un seguimiento tan extenso.

La frecuencia de las revisiones se basa en el periodo de curación de los tejidos. Según el estudio comparativo del láser de CO<sub>2</sub> versus bisturí frío de Basu y cols, en la curación de las lesiones tratadas con el láser, aparece una membrana fibrinopurulenta a las 72 horas que reemplaza la capa necrótica superficial del tejido irradiado. A las dos semanas, el crecimiento epitelial comienza en la periferia y cubre la superficie de la herida hasta los 28 días (208).

Romeo y cols, consideran que independientemente del tipo de láser, si éste se ha usado con los parámetros adecuados, el tejido cicatrizará en torno a las dos primeras semanas (154).

Basándonos en los distintos estudios, se establecieron revisiones de control a las 24 horas, para poder valorar los parámetros que hemos establecido de control en el postoperatorio inmediato, a los 14 días como diversos autores han realizado, pues se considera que la cicatrización ya debe estar finalizando (83 , 154 , 156, 208) y a los 28 días para valorar si hay presencia de cicatriz retráctil y entregar los resultados de la anatomía patológica.

## **6.3.- DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO CLÍNICO**

### **6.3.1.- Discusión de la descripción de la muestra**

Las lesiones hiperplásicas en la mucosa yugal, especialmente los fibromas , se presenta una mayor prevalencia en mujeres (171). Estos datos coinciden con los de nuestro estudio, en los que presentaron esta lesión un 70% de mujeres y tan solo un 30% eran hombres y la lesión analizada más frecuente como hemos visto, fue el fibroma.

Respecto a la edad esta lesión suele tener mayor incidencia en la tercer década de vida (172). Por lo que los criterios de inclusión fueron desde los 18 por considerarse ya en la mayoría de edad y poder decidir si quería o no formar parte del estudio, hasta los 70 años. En nuestro estudio la edad media de los pacientes fue de  $38 \pm 59$  años, coincidiendo con lo revisado en la literatura para el estudio.

En nuestra muestra, los pacientes fumadores incluidos de los 20 pacientes de la muestra cuatro pacientes (20%) son fumadores, frente a 16 (80%) no fumadores.

Ningún paciente preciso que se le dieran puntos de sutura, como en la mayoría de los casos y revisiones de los trabajos publicados acerca el uso de esta técnica (25 , 59, 83, 167).

### 6.3.2.- Comparabilidad de los grupos de estudio

La misma potencia (1,5 W) fue utilizada para los dos tipos de láser ( $p=1,000$ ; Fisher). Por lo que no existe cambio en las variable, y ambos láseres fueron utilizados en onda continua.

Durante la intervención quirúrgica son intervenidos con el láser de diodo de 980nm o con el laser de 532 nm, utilizando con ambos la misma fibra óptica de 320  $\mu\text{m}$ , misma temperatura y en proporciones exactamente iguales.

Se determinó una potencia a 1,5 W en onda continua, siguiendo los protocolos establecidos por el fabricante ARC LASER (Alemania), que recomiendan para exéresis de tejidos blandos en los que no se prevee un sangrado profuso. Estos datos fueron cotejados con la revisión bibliográfica efectuada, en la cual se también se indica el uso de ondas continuas para este tipo de exéresis utilizándolas a baja potencia ( entre 1 W y 2 W), mientras que en el caso de utilizar una potencia más elevada (a partir de 3 W) se debería usar en modo pulsado o superpulsado, para evitar daños térmicos en los tejidos adyacentes, especialmente con el uso del láser de diodo (30, 58 , 193 , 209).

El láser de 532 nm o KTP, los estudios que hay hasta el momento del uso de éste en cirugía bucal, recomiendan usarlo a potencias bajas 1 W o hasta 2,5 W en onda continua, obteniendo resultados muy satisfactorios en las cirugías (154, 156). Siguen faltando estudios in vitro e in vivo para poder determinar un protocolo exacto para la exéresis de lesiones del tejido blando con este tipo de láser.

Se ha comprobado, que los efectos fotoquímicos, responsables de la bioestimulación y la inhibición de los estímulos de dolor, aparecen en bajas densidades de potencia. Los valores más altos pueden causar efectos fototérmicos que están presentes en todas las terapias llevadas a cabo con láseres quirúrgicos, provocando la vaporización, la carbonización, la coagulación y la hipertermia en los tejidos. El uso de estas longitudes de onda, utilizada a parámetros de 1 a 1,5 W, produce valores vinculados a los efectos fototérmicos, responsables de la biomodulación y por lo tanto se podrán inhibir los estímulos del dolor (16, 24, 193).

Respecto a las tres variables para el tabaquismo, prevalencia de sangrado y sutura, podemos observar que no se han registrado diferencias entre los grupos. El sangrado ha sido igual en los dos grupos, y en ninguno de los casos ha sido necesario administrar puntos de sutura.

La distribución de valores del tiempo, respecto al láser de 980 nm o el láser de 532 nm o KTP fue similar en ambos grupos ( $p=0,436$ , Mann-Whitney). No se encontraron diferencias significativas entre el tiempo empleado en la exéresis de las lesiones con el láser de diodo de 980 nm y el láser de 532 nm, pudiendo ser la pequeña varianza no significativa, por la diferencia del tamaño de las lesiones en algunos de los casos.

### **6.3.3.- Efecto del tipo de láser sobre las variables respuesta.**

#### ***6.3.3.1.- Discusión Tipo de láser y Evolución del grado de Dolor***

El láser de diodo como hemos podido ver, es poco absorbido en superficie, por lo que el efecto térmico será acumulativo en profundidad, pudiendo llegar a producir amplias zonas de desnaturalización proteica en los tejidos adyacentes. Por ello quizás en los resultados del estudio, podemos observar que desde el punto de vista estrictamente descriptivo, que es notorio que en el día 1 hay una mayor proporción de sujetos con dolor ligero-moderado usando el láser de 980 nm frente al láser de 532 nm o KTP. Esta diferencia de percepción del dolor, puede estar relacionado con la mayor penetración en profundidad en el tejido debido a esa falta de absorción en superficie del láser de diodo de 980 nm. Aunque el resultado del análisis de Brunner-Langer adicional confirma que se trata de una leve tendencia de dolor entre ligero y moderado, que resulto no concluyente ( $p>0,05$ ).

Lira et cols, realizaron un estudio similar pero en oftalmología, en el que se presentaban treinta pacientes (60 ojos). Cada paciente fue asignado al azar a uno de los grupo de estudio. Grupo 1: ojo derecho tratado con láser infrarrojo (diodo, longitud de onda de 810 nm) Grupo 2: ojo izquierdo tratado con láser verde (láser de

estado sólido de doble frecuencia, diodo-bombeado, con 532 nm longitud de onda). Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas y clínicamente significativas en la percepción del dolor entre los dos grupos, con resultados más satisfactorios en el grupo de láser verde (210). Los resultados obtenidos, les hicieron inclinarse a que se produjeron por la menor penetración del láser de KTP en los tejidos actuando más en superficie. Estos datos pueden ser utilizados respecto a nuestro estudio, para comprender ese ligero aumento del dolor (siempre en la escala ligero-moderado) que se observa en el láser de 980 nm en la visita 1.

A los 14 días no se encuentran diferencias significativas entre ambos láseres respecto al dolor.

En la visita mensual (28 días), los pacientes de uno y otro grupo declaran un nivel de dolor EVA que es algo mayor en el grupo láser 532 nm o KTP; pero siempre clasificado en la categoría de 'ausencia' en cualquiera de los dos grupos, dando una diferencias estadísticamente significativas en la vista 3 (28 días) ( $p=0,023$ )

Por lo tanto al estar en esta categoría de 'ausencia', el grado de dolor puede admitirse, de forma general, como independiente del uso del láser de 980 nm o del láser de 532 nm o KTP.

En todos los parámetros estudiados ha de admitirse una variación significativa de su distribución a lo largo del tiempo. Los gráficos descriptivos evidencian ese patrón no constante. Por ejemplo, para el dolor se observó un pico a las 24 horas para luego descender en el láser de diodo de 980 nm. Para el resto de las visitas de revisión en ambos grupos, la tendencia es la disminución desde el primer tiempo evaluado (1 día).

En nuestros resultados, observamos que el grado de dolor en la escala Eva, en el valor muy fuerte no muestra ningún tipo de diferencia relevante, por lo que podemos decidir que con ambos laser, no se ha presentado un dolor intenso.

Diversos autores han descrito la ausencia de dolor en el postoperatorio después de las cirugías en la mucosa oral con el láser. Estos sugieren que la ausencia de éste se puede atribuir al factor de que la radiación láser sella las terminaciones nerviosas, lo que hace que no puedan hacer una anastomosis entre

ella. El láser además, sella los vasos sanguíneos y linfáticos y, por lo tanto, se impide la extravasación de los fluidos responsables de la inflamación y del dolor disminuyendo de esta manera el dolor (30, 186, 207, 211, 212, 213).

El estudio realizado por Fornaini y cols, en lesiones vasculares con el láser de 532 nm o KTP, describe que debido a que las longitudes de onda verdes son bien absorbidas por la hemoglobina y por lo tanto permiten el cierre directo de anomalías vasculares. La mayor parte de la energía es absorbida por la melanina del epitelio pigmentario, causando así menos dolor en la zona de la herida (156).

Romeo y cols, realizaron la escisión mediante dos técnicas diferentes (técnica de incisión con bisturí frío) y tres diferentes longitudes de onda láser (Er,Cr: YSGG 2780 nm, 808 nm diodo, y KTP 532 nm). Los resultados de todos los láseres evaluados, independientemente de la longitud de onda, mostraron muchas ventajas entre ellas la ausencia de dolor postoperatorio (191).

Así pues, podemos admitir, de forma general, la ausencia de dolor independientemente del uso del láser de 980 nm o del láser de 532 nm o KTP. En la visita mensual (28 días), los pacientes de uno y otro grupo declaran un nivel de dolor EVA que es algo mayor en el grupo láser 532 nm o KTP; pero siempre clasificado en la categoría de 'ausencia' en cualquiera de los dos grupos. Esta diferencia a los 28 días, que se comprende siempre en la parte de ausencia de dolor, puede ser debido a las mediciones en los gráficos de la Escala Eva, que son marcados por el paciente manualmente en las revisiones, pero consideramos que no se trata de una diferencia clínicamente significativa

### ***6.3.3.2.- Discusión Tipo de láser y Evolución de la cicatrización***

Respecto a la cicatrización en los dos tipos de láser a lo largo de las visitas, no se detectan diferencias entre los dos grupos, siendo en ambos una cicatrización aceptable, registrada por el observador.

En ambos casos la formación de la capa de fibrina era correcta, y no se observó infección en ninguno de los dos grupos del estudio.

En el corio aparecen fibroblastos con la misión de reparar el tejido conectivo, apareciendo después fibras colágenas que a modo de puente se extienden entre los bordes de la herida.

Los efectos térmicos producidos por el láser, son los que condicionarán la cicatrización de los tejidos.

En un estudio elaborado por Romeo y cols, realizaron un estudio histológico evaluando los márgenes in vivo en 17 biopsias de patologías orales benignas realizadas con un láser de diodo de 808 nm y el láser de 532 nm o KTP para poder obtener un diagnóstico claro y seguro a la hora de realizar la exéresis y posterior biopsia. Se evaluaron histológicamente las alteraciones de los márgenes, los daños en el tejido epitelial y conectivo en diversas cada patología entre ellas las empleadas en nuestro estudio (fibromas, mucocelos). Observaron que el aspecto histológico de las lesiones, influyen la respuesta del láser, y que la mayor inflamación y respuesta celular en el tejido estaba vinculada con los signos térmicos más altos. Estos concluyen que los dos láseres permiten hacer un estudio histológico certero, pero recomiendan a la hora de hacer biopsias extender 0,5 mm, para evitar las posibles alteraciones por calentamiento, especialmente en lesiones como el liquen plano.(184)

Capodiferro et cols, presentaron un estudio con 25 pacientes, en los que se evaluaron histológicamente, con microscopia convencional y autofluorescencia, el daño térmico que producía el láser de diodo en los tejidos a la hora de realizar una incisión para así realizar la exéresis de tejidos blandos tanto benignos como malignos y poder valorar la cicatrización, respuesta inflamatoria y el sangrado que se producía. En los resultados que obtuvieron observaron que había una perfecta cicatrización a los 20 días, con una menor presencia de cicatriz retráctil en el grupo operado con láser, respecto a la cirugía convencional (209).

El hecho de que no haya cicatriz retráctil y se observó buena cicatrización, sugiere la existencia de resultados muy alentadores como la fibrosis submucosa



oral. Autores como Nayak DR, y cols operaron nueve casos de fibrosis submucosa oral, para valorar la apertura en pre y post-operatorio, mediante un procedimiento de exéresis usando un láser de 532nm o KTP. En los resultados observaron que en la apertura de la boca en el pre y post-operatorio, comparándolo con la prueba de Wilcoxon, se observó una diferencia significativa ( $Z = -2,690$ ,  $p = 0,007$ ). Con un período de seguimiento medio de 12 meses mostraron resultados prometedores. Por lo que concluyeron en este estudio preliminar que: la liberación adecuada de la fibrosis submucosa oral se puede lograr mediante el uso del láser KTP-532, obteniendo una morbilidad mínima y resultados satisfactorios debido a la ausencia de cicatriz retráctil. Estos prometedores resultados, deben alentar un uso más generalizado de esta técnica en este tipo de patología (158).

El que haya una cicatrización más rápida que con la cirugía convencional ha sido señalado en numerosos artículos de la revisión bibliográfica (30, 130, 134, 214).

En nuestro estudio, ninguno de los casos presento una cicatriz retráctil, en la revisión de los 28 días, al igual que en los trabajos de numerosos autores, en los que se registra la ausencia de cicatriz. Al no tener que administrar puntos de sutura y que cicatrice por segunda intención, nos ayuda a que esto sea resuelto así (130 , 212).

D' Acangelo y cols desarrollaron un estudio preliminar sobre ratas con la intención de comparar los resultados obtenidos entre el uso de bisturí frío y el láser de diodo, en términos de cicatrización o reparación epitelial, y pudo concluir que existen evidencias histológicas sobre la destrucción térmica que se produce alrededor de la incisión con láser, causando desnaturalización proteica, evaporación del contenido acuoso, carbonización o quemadura cuando se maneja a una potencia superior a 4 W , por lo que a estos parámetros no estaría recomendado (39).

Por ello, es importante conocer bien el dispositivo para trabajar de una manera segura y eficaz, y así, con los parámetros utilizados en el estudio 1,5 W onda continua, estaríamos trabajando en parámetros seguros que nos ayudarán a obtener una correcta cicatrización.

Autores como Stübinger, recomiendan por su buena cicatrización el láser de diodo aunque lo contraindican para la exéresis de lesiones que pudieran ser malignas, debido al daño térmico que puede producir si no se utiliza con la potencia adecuada, pudiendo así modificar la muestra (150).

Existe algo de controversia respecto al uso de láser para realizar biopsias. Varios autores afirman que usándolo a los parámetros adecuados y dejando el margen de seguridad correspondiente se pueden hacer biopsias sin producir cambios histológicos en la muestras. Además será muy útil en pacientes que necesiten ser tratados por su patología con una técnica que le prevenga la aparición de infecciones posteriores ayudado por el buen postoperatorio (215, 216, 217).

#### ***6.3.3.3.- Discusión Tipo de láser y Evolución de la Inflamación en la escala EVA***

Sólo se han detectado diferencias estadísticamente significativas en el tiempo 28 días ( $p=0,023$ ). Concretamente, la inflamación en la visita mensual es más elevado en el grupo de láser 532. Los pacientes de uno y otro grupo declaran un nivel de inflamación EVA que es algo mayor en el grupo láser 532; pero siempre clasificado en la categoría de 'ausencia' en cualquiera de los dos grupos. Por lo tanto al haberse realizado la medición con la escala EVA y verse que esta en la categoría 'ausencia', no lo consideramos un dato clínico relevante.

Respecto a la inflamación, los datos sugieren que existe una gran homogeneidad entre la evolución de la inflamación de uno y otro grupo de pacientes. En el láser de 980 nm, se presenta una inflamación moderada en algunos de los casos, pero no es estadísticamente significativa. Además el resultado del análisis de Brunner-Langer adicional confirma que la evolución de la inflamación es similar con ambas técnicas ( $p=0,989$ ).

Así como hemos reflejado en el dolor a las 24 horas que se presenta en ligero-moderado con el láser de 980 nm. Esto puede ser debido a ese ligero calentamiento que puede producirse en comparación con el láser de 532 nm o KTP

a la potencia de 1,5 W aunque no resulta indicativo, porque esa presencia de inflamación se encuentra dentro de las medidas ligero-moderado y disminuye considerablemente a partir de la visita 1.

En ninguno de los dos grupos de estudio, se presenta una inflamación moderada en la visita 2 y 3. En ambos hay ausencia.

#### **6.3.3.4.- *Discusión tipo de láser y Evolución de la toma de medicación***

Valorando el diagrama de barras de manera descriptiva, observamos que en el primer día en el láser de diodo de 980 nm, es más elevada la toma de fármacos que en el láser de 532 nm, aunque no dan resultados estadísticamente significativos. Esto concuerda con la presencia de dolor e inflamación ligero y moderado en este punto en el láser de diodo de 980 nm.

Esto hace que en la gráfica de la toma de analgésicos, en el primer día se registre un 10% más elevada la toma de fármacos con el laser de diodo de 980 nm, con respecto al laser de 532 nm o KTP, aunque no se observan diferencias estadísticamente significativos. La toma de fármacos pautaada fue de Paracetamol 1 gramo.

Estudios como el de Fornaini y cols, en 52 pacientes tratados con el láser de KTP, observan que en la etapa de postoperatorio, a pesar de los que los fármacos antiinflamatorios no fueron prescritos, no se informó de ningún problema ni de ninguna toma de analgésicos (156).

Se indico que no se usaran colutorios ni pastas con clorhexidina ni ningún tipo de gel, para que no se viera sesgada la inflamación, la cicatrización ni el dolor, en el caso de que se usarán quedaría registrado en el CDR y se les retiraría del estudio.

Debido a que no se produce inflamación y al sellado de los vasos sanguíneos y linfáticos como hemos visto anteriormente, el dolor va a ser menor y por lo tanto la ingesta de fármacos también. En nuestro estudio no se presenta ningún paciente que tuvieran que tomar Paracetamol o otros fármacos en las revisiones de los 14 días y 28 días.

Considerando los resultados obtenidos en nuestro estudio, cabe destacar que los postoperatorios han sido sin dolor (ausencia-ligero en la escala EVA) sin inflamación y con una buena cicatrización independientemente del láser usado. Distintos autores están de acuerdo que el curso del postoperatorio es muy confortable en los pacientes, ya que es el resultado de una menor hinchazón y una respuesta inflamatoria mínima (58, 83, 152, 218).

Esto puede ser explicado por el escaso daño que produce el láser en los tejidos adyacentes, con el sellado linfático y la formación de un coágulo de fibrina sobre la herida que la protege de irritaciones externas como hemos mostrado anteriormente.

Los resultados obtenidos pese alguna diferencia significativa en el láser de 532 nm o KTP a los 28 días, indican que ambos láseres se encuentran en parámetros más que aceptables, proporcionando innumerables ventajas en el tratamiento de determinados procesos patológicos de los tejidos blandos orales.

Debido al elevado coste económico que tiene el láser de 532 nm, respecto al láser de diodo de 980 nm y siendo ambos láseres efectivos y seguros para la exéresis de las lesiones hiperplásicas de la mucosa yugal, usando ambos la misma técnica por lo que la curva de aprendizaje para residentes y alumnos del Master de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla sería la misma. Consideramos que este último es el láser (láser de diodo de 980 nm) de elección para nuestros pacientes del Hospital Universitario Virgen del Rocío de la Unidad de cirugía Oral y Maxilofacial, ofreciendo numerosas ventajas intra y postoperatorias, para los pacientes que presentan este tipo de patología.

#### **6.4.- LINEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN**

La tecnología láser, es un campo que está ahora en su máximo desarrollo, ya que lleva poco tiempo siendo utilizado en Odontología. Actualmente se encuentran

múltiples líneas de investigación, con los diferentes tipos de láseres y sus tratamientos.

En la actualidad se están desarrollando numerosos estudios con el láser de diodo, obteniéndose excelentes resultados en el tratamiento de la enfermedad periodontal mediante la Terapia Fotodinámica y la utilización de ésta como coadyudante al tratamiento de la Perimplantitis.

Por otro lado, el láser de KTP o 532 nm, debido a su gran absorción por la oxihemoglobina, está adquiriendo un importante posicionamiento entre las distintas opciones nuevas de tratamiento para los angiomas con la técnica descrita de Deshidratación Forzada.

La literatura revisada muestra que son necesarios más estudios in vitro e in vivo que nos vayan indicando los beneficios de esta tecnología dentro del campo de la Cirugía Bucal de manera que nos abran nuevas posibilidades y protocolos para distintos tratamientos quirúrgicos.

Otra vía interesante de investigación sería la evaluación coste-efectividad que las técnicas con láser nos puedan aportar ya que se necesita menos material en estas cirugías, se ahorra tiempo de sillón, no se administran prácticamente fármacos y presentan un reducido índice de urgencias. Todo esto nos ayudará a determinar el tratamiento de elección en base a las limitaciones económicas y financieras tanto hospitalarias como ambulatorias. El coste de un láser a priori es algo elevado, pero sería interesante estudiar otro tipo de indicadores como el coste-efectividad final y su rentabilidad-tiempo de amortización con los que quizás se obtengan resultados muy alentadores.

En cualquier caso, lo más relevante son los beneficios que esta tecnología aporta a nuestros pacientes por lo que consideramos muy importante que se siga avanzando en los estudios con el láser para poder beneficiarnos cada vez más en su uso para los tratamientos quirúrgicos.

## 7. CONCLUSIONES

1. En nuestro estudio, el nivel de dolor alcanza su máximo a las 24 horas de la intervención, control que comienza en este punto temporal durante esta primera revisión, siendo algo más elevado en el grupo tratado con el láser de 980 nm. A partir de aquí, se da una disminución progresivamente del dolor, al igual que el resto de los parámetros: inflamación, cicatrización y medicación. (Conclusión referida al objetivo específico nº1)
2. Respecto a la inflamación se observa algo mayor con el láser de diodo de 980 nm respecto al láser de 532 nm o KTP a las 24 horas (cita 1) pero existe una gran homogeneidad en los dos grupos. En ninguno de los dos grupos de estudio, se presenta inflamación moderada en la visita 2 (14 días) y 3 ( 28 días). (Conclusión referida al objetivo específico nº2)
3. En lo que respecta a la cicatrización, no se observan diferencias entre los dos láseres. A los 28 días se observa en ambos grupos una buena cicatrización

con ausencia de cicatriz retráctil. Conclusión referida al objetivo específico nº3)

4. La toma de medicación durante el postoperatorio fue algo más elevada en el grupo de pacientes tratados con el láser de 980 nm. En ambos grupos de estudio, en las revisiones a 15 días y 28 días, no se registró toma de medicación. Conclusión referida al objetivo específico nº4)

5. Ambos láseres son efectivos para la exéresis de las lesiones hiperplásicas de la mucosa yugal, aportando numerosos beneficios tanto intraoperatorios como en el postoperatorio. (Conclusión referida al objetivo general)

## 8. RESUMEN

**Introducción.-** El objetivo de este trabajo fue el realizar exéresis de lesiones hiperplásicas en la mucosa yugal comparando el láser de 532nm (KTP), láser muy usado en Dermatología con excelentes resultados pero en la actualidad presenta un corto recorrido en Cirugía Bucal, versus el Láser de Diodo 980nm, el cual lleva tiempo siendo utilizado con éxito en el campo de la Cirugía Bucal, teniendo en cuenta el dolor, la cicatrización, inflamación y el consumo de fármacos que se registraron en el postoperatorio.

**Material y método.-** Se trata de un estudio prospectivo en una serie de 20 pacientes con lesiones hiperplásicas en la mucosa yugal en el que se establecieron dos grupos. La elección del Láser de 532nm ó el Láser de Diodo 980nm se hizo de forma aleatoria. La potencia utilizada fue de 1,5W en ambos grupos a modo continuo y con una fibra óptica de 320um. Tras esto se realizó una medición con escala EVA del dolor, cicatrización, inflamación y del consumo de fármacos en el postoperatorio tanto en el día de la intervención, como a las 24 horas 14 y 28 días tras la extirpación.

**Resultado y Discusión.-** En cuanto a las variables estudiadas de dolor e inflamación se observa que a las 24 horas hubo una mayor proporción de sujetos con dolor e inflamación ligero-moderado y a su vez una toma ligeramente superior de Paracetamol con el láser de 980nm frente al láser de 532nm o KTP aunque los datos no fueron estadísticamente significativos; si encontramos diferencias significativas a los 28 días en el dolor ( $p=0,023$ ) e inflamación( $p=0,023$ ), pero este parámetro se registró siempre dentro del rango de ausencia por lo que en ambos láseres encontramos clínicamente ausencia de dolor. Está diferencia de percepción del dolor, puede estar relacionado con la mayor penetración en profundidad en el tejido debido a la falta de absorción en superficie del láser de diodo de 980nm. Respecto a la cicatrización en los dos tipos de láser a lo largo de las visitas, no se detectan diferencias entre los dos grupos y en ambos hay ausencia de cicatriz retráctil.

**Conclusión:** Ambos láseres son efectivos para la exéresis de las lesiones hiperplásicas de la mucosa yugal, aportando numerosos beneficios.

### **ABSTRACT**

**Introduction:** The aim of this study is to evaluate the resection of hyperplastic lesions on the buccal mucosa comparing the 532nm laser (KTP), versus diode 980nm laser, considering the pain, scarring, inflammation and drug consumption that occurred postoperatively with each lasers.

**Material and Methods:** We performed a prospective study of a consecutive series of 20 patients in two groups that presents hyperplastic lesions on the buccal mucosa. The choice of the laser 532nm or diode 980nm laser for the surgery was made randomly. The power used was 1.5W in both groups in a continuous mode with a 320  $\mu\text{m}$  optical fiber. Evaluating postoperatively parameters of pain, scarring, inflammation and consumption of drugs were record by a Numerical Rating Scale, the day of the surgery, 24 hours after, 14 and 28 days after.

**Results and Discussion:** Pain and inflammation was light-moderate and the consumption of Paracetamol was somewhat higher in the diode 980nm laser against the 532nm or KTP laser at the 24 hours, although data were not statistically significant; significant differences were found at 28 days in pain ( $p = 0.023$ ) and inflammation ( $p = 0.023$ ), but always in the absence parameter so we find no pain in both lasers. The difference in pain and inflammation at 24 hours time point may be due to the greater ability to penetrate the tissue by the diode 980 nm laser. Scarring in the two types of laser were no differences along the visits, with not detected scar retractable.

**Conclusion:** Both lasers are effective for the oral soft tissue surgery providing numerous benefits.



## 9. BIBLIOGRAFÍA

1. Maiman T. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*. 1960;187:493–4.
2. Choy DS. History of lasers in medicine. *Thorac Cardiovasc Surg*. 1988;36 Suppl 2:114–7.
3. Sulewski J. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000;44(4):717–52.
4. Gross AJ, Herrmann TRW. History of lasers. *World J Urol*. 2007;25(3):217–20.
5. Mario Bertolotti. The history of Laser. The history of Laser. 1st ed. Philadelphia: IOP Publishing Ltd. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia.; 2005.
6. Fontenla García JR. Láser excímeros. Historia, principios físicos y mecanismos de acción. *Med Integr Med Prev y Asist en atención primaria la salud*. 2000;35(6):284–7.
7. Diels J-C, Arissian L. Lasers: The Power and Precision of Light. Wiley-VCH, editor. Leipzig, Germany: John Wiley & Sons; 2011. 200 p.
8. Goldman L. Laser surgical research. *Ann N Y Acad Sci*. 1969;168(3):649–63.
9. Gagliano FP, Lumley RM, Watkins LS. Lasers in industry. *Proc IEEE*. 1969;57(2):114–47.
10. Chang K. Gordon Gould, 85, Figure in Invention of the Laser, Dies. *The New York Times* [Internet]. Nueva York; 2005; Disponible en: [http://www.nytimes.com/2005/09/20/science/20gould.html?\\_r=0](http://www.nytimes.com/2005/09/20/science/20gould.html?_r=0)
11. Maurizio Maggioni, Tomaso Attanasio FS. Láser en Odontología. AMOLCA, editor. Padova; 2010. 335-346 p.
12. Mercer CE, Anderson P. X-ray microtomography: a novel technique for the quantification of effects in enamel following CO2 laser application. *Br Dent J*. 1996;180(12):451–5.
13. Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The laser gingivectomy. The use of the CO2 laser for the removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontol*. 1985;56(8):492–6.
14. Absten GT. Physics of light and lasers. *Obstet Gynecol Clin North Am*. 1991;18(3):407–27.
15. Wigdor H. Basic physics of laser interaction with vital tissue. *Alpha Omegan*. 2008;101(3):127–32.
16. Takac S, Stojanović S. Characteristics of laser light. *Med Pregl*. 1999;52(1-2):29–34.

17. Zaragoza JR. Física e instrumentaciones médicas. 2nd ed. Masson-Salvat, editor. Barcelona; 1992.
18. España-Tost AJ. Física; Interacción láser-tejido. RCOE. 2014;19(4):265–9.
19. Polanyi TG. Physics of surgery with lasers. Clin Chest Med. 1985;6(2):179–202.
20. Thomas J. Bruno PDNS. CRC Handbook of Fundamental Spectroscopic Correlation Charts. Taylor&Francis Group, editor. Colorado, USA; 2005.
21. Nikodem MP, Kluźniak E, Abramski K. Wavelength tunability and pulse duration control in frequency shifted feedback Er-doped fiber lasers. Opt Express. 2009;17(5):3299–304.
22. Mauldin JH. Luz, láser y óptica. McGraw-Hil, editor. Madrid;; 1992.
23. Schawlow AL. Principles of lasers. J Clin Laser Med Surg. 1995;13(3):127–30.
24. Bogdan Allemann I, Kaufman J. Laser principles. Curr Probl Dermatol. 2011;42:7–23.
25. España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser en Odontología. RCOE. 2004 Oct;9(5):497–511.
26. España Tost AJ, Velasco vivancos V, Gay escoda C, Berini Aytes L ADJ. Aplicaciones del láser de CO2 en Odontología. Ergon, editor. Madrid; 1995.
27. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. J Am Dent Assoc. 1993;124(2):49–54.
28. Chang C-H, Loo S-T, Liu H-L, Fang H-W, Lin H-Y. Can low frequency electromagnetic field help cartilage tissue engineering? J Biomed Mater Res A. 2010;92(3):843–51.
29. España-Tost A. Física; Interacción láser-tejido. RCOE. 2014;19(4):265–9.
30. Larrea-Oyarbide N, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser de diodo en Odontología. RCOE. 2004;9(5):529–34.
31. Tipler PA MG. Física para la Ciencia y la tecnología. Reverté, editor. Barcelona; 2010.
32. Niemz MH. Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and applications. 3rd ed. Springer-Verlag, editor. Berlin; 2003.
33. Noguero B, García JA DM. Introducción a la física y efectos biológicos de los láseres en Medicina(I). Av Odontoestomatol. 1985;(2):87–97.
34. Sesmero JHA. Nuevas perspectivas de la laserterapia. Arch Esp Urol. 2008;61(9):1.163–1.169.

35. Sanz Sánchez I. Uso del láser en el tratamiento periodontal no quirúrgico. RCOE. 2014;19(4):277–84.
36. Sgolastra F, Petrucci A, Severino M, Graziani F, Gatto R, Monaco A. Adjunctive photodynamic therapy to non-surgical treatment of chronic periodontitis: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2013;40(5):514–26.
37. Knappe V, Frank F, Rohde E. Principles of lasers and biophotonic effects. *Photomed Laser Surg*. 2004;22(5):411–7.
38. Calzavara D, Herrero F, García A BA. Aplicación del láser en Patología Bucal (I): Introducción y efecto sobre los tejidos. *Av Odontoestomatol*. 2001;17:31–40.
39. D’Arcangelo C, Di Nardo Di Maio F, Prosperi GD, Conte E, Baldi M, Caputi S. A preliminary study of healing of diode laser versus scalpel incisions in rat oral tissue: a comparison of clinical, histological, and immunohistochemical results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(6):764–73.
40. Meire M, Delmé K, Nammour S, De Moor R. Lasers: principles, characteristics and tissue interactions. *Rev Belge Med Dent (1984)*. 2009 Jan;64(2):60–6.
41. Takac S, Stojanović S. Classification of laser irradiation and safety measures. *Med Pregl*. 1998;51(9-10):415–8.
42. Sliney DH. Risks of occupational exposure to optical radiation. *Med Lav*. 2006;97(2):215–20.
43. Carruth JA. Medical laser code of safe practice produced by the Laser Safety Working Party of the European Community concerted action programme on medical laser development. *Technol Health Care*. 1997 Nov;5(5):335–45.
44. Parker S. Laser regulation and safety in general dental practice. *Br Dent J*. 2007 May 12;202(9):523–32.
45. Hughes AB. Implementing AORN recommended practices for a safe environment of care. *AORN J*. 2013 Aug;98(2):153–66.
46. Mc Kenzie AL. Safety with surgical lasers. *J Med Eng Technol*. 1984;8(5):207–14.
47. Piccione PJ. Dental laser safety. *Dent Clin North Am*. 2004 Oct;48(4):795–807.
48. Sweeney C. Laser safety in dentistry. *Gen Dent*. 2008;56(7):653–9; quiz 660–1, 767.
49. Andersen K. Safe use of lasers in the operating room-what perioperative nurses should know. *AORN J*. 2004 Jan;79(1):171–88.

50. Smalley PJ. Laser safety: Risks, hazards, and control measures. *Laser Ther.* 2011;20(2):95–106.
51. Barkana Y, Belkin M. laser eyes injuries. *Surv Ophthalmol.* 2000;44(6):459–78.
52. Dudelzak J, Goldberg DJ. Laser safety. *Curr Probl Dermatol.* 2011 Jan;42:35–9.
53. Ulmer BC. The hazards of surgical smoke. *AORN J.* 2008;87(4):721–34; quiz 735–8.
54. Karsai S, Däschlein G. “Smoking guns”: hazards generated by laser and electrocautery smoke. *J Ger Soc Dermatology JDDG.* 2012 Sep;10(9):633–6.
55. Maiman TH. Biomedical lasers evolve toward clinical applications. *Hosp Manage.* 1966;101(4):39–41.
56. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of Laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965;70:601–6.
57. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012;3(2):124–32.
58. Cercadillo-Ibarguren I, España-Tost A, Arnabat-Domínguez J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Histologic evaluation of thermal damage produced on soft tissues by CO<sub>2</sub>, Er,Cr:YSGG and diode lasers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15(6):e912–8.
59. Fornaini C, Merigo E, Vescovi P, Lagori G, Rocca J. Use of laser in orthodontics: applications and perspectives. *Laser Ther [Internet].* 2013 Jan [cited 2014 Oct 5];22(2):115–24. Disponible en:  
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3806063&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
60. Ross G, Ross A. Low level lasers in dentistry. *Gen Dent.* 2008;56:629–34.
61. Carroll JD, Milward MR, Cooper PR, Hadis M, Palin WM. Developments in low level light therapy (LLL) for dentistry. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):465–75.
62. Pérez-Rodríguez M. Tener un láser en la consulta de ortodoncia: ¿Por qué? *RCOE.* 2014;19(4):295–301.
63. P V, S N. Abordaje quirúrgico odontológico de pacientes tratados con bifosfonatos: la utilidad del láser. *RCOE.* 2014;19(4):303–11.
64. Khadra M., Kasem N, Haanaes HR, Ellingsen JE LS. Enhancement of bone formation in rat calvarial bone defects using low- level laser therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97(6):693–700.

65. Medrado AR, Pugliese LS, Reis SR AZ. Influence of low level laser therapy on wound healing and its biological action upon myofibroblasts. *Lasers Surg Med.* 2003;32(3):239–44.
66. Romeo U, Galanakis A, Marias G, Del Vecchio A, Tenore G, Palaia G, Vescovi P PA. Observation of Pain Control in Patients with Bisphosphonate-Induced Osteonecrosis Using Low Level Laser Therapy: Photomed Laser Surg. 2011;Jul;29(7):447–52.
67. Scoletta M, Arduino PG, Reggio L, Delmasso P MM. Effect of Low- Level Laser Irradiation on bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaws: preliminary results of prospective study. *Laser Surg Med.* 2010;Jul;110(1):46–53.
68. Arisu HD, Türköz E BO. Effects of Nd:YAG laser irradiation on osteoblast cell cultures. *Lasers Med Sci.* 2006;21:175–80.
69. Holmberg Peters F, Zaror Sánchez C, Fabres Suarez R SVP. Uso del láser terapéutico en el control del dolor en ortodoncia. *Rev Clínica Periodoncia, Implant y Rehabil Oral.* 2014;4(3):114–6.
70. Artés-Ribas M, Arnabat-Dominguez J, Puigdollers A. Analgesic effect of a low-level laser therapy (830 nm) in early orthodontic treatment. *Lasers Med Sci.* 2013;28(1):335–41.
71. Sahm N, Schwarz F, Aoki A BJ. Uso de la terapia fotodinámica antimicrobiana en el tratamiento periodontal y periimplantario. *Periodoncia y Osteointegración.* 2011;21:105–15.
72. Hayek RRA, Araújo NS, Gioso MA, Ferreira J, Baptista-Sobrinho CA, Yamada AM, et al. Comparative study between the effects of photodynamic therapy and conventional therapy on microbial reduction in ligature-induced peri-implantitis in dogs. *J Periodontol.* 2005 Aug;76(8):1275–81.
73. Sharman W, Allen C, van Lier JE. Photodynamic therapeutics: basic principles and clinical applications. *Drug Discov Today.* 1999;4(11):507–17.
74. Daza Bujaldón A, Cabello Domínguez G. Terapia fotodinámica en Odontología: peridontitis, mucositis y peri-implantitis. *RCOE.* 2015;20(1):53–61.
75. Foote CS. Definition of type I and type II photosensitized oxidation. *Photochem Photobiol.* 1991 Nov;54(5):659.
76. Bargiela Pérez P, Marín Conde F, Torres Lagares D GPJ. Tratamiento láser en pacientes oncológicos. *RCOE.* 2014;19(4):313–7.
77. Posten W, Wrone DA, Dover JS, Arndt KA, Silapunt S, Alam M. Low-level laser therapy for wound healing: mechanism and efficacy. *Dermatol Surg.* 2005 Mar;31(3):334–40.

78. Simões A, Eduardo FP, Luiz AC, Campos L, Sá PHRN, Cristófaró M, et al. Laser phototherapy as topical prophylaxis against head and neck cancer radiotherapy-induced oral mucositis: comparison between low and high/low power lasers. *Lasers Surg Med.* 2009;41(4):264–70.
79. Townes CH. Obituary: Theodore H. Maiman (1927-2007). *Nature.* 2007;447(7145):654.
80. Ceballos L, Fuentes MV, Toledano M OR. Aplicaciones de los sistemas láser en Odontología. *Av Odontoestomatol.* 2002;(18):23–32.
81. Hicks J, Winn D, Flaitz C, Powell L. In vivo caries formation in enamel following argon laser irradiation and combined fluoride and argon laser treatment: a clinical pilot study. *Quintessence Int.* 2004;35(1):15–20.
82. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Ellis RW, Powell GL. Argon laser irradiation and fluoride treatment effects on caries-like enamel lesion formation in primary teeth: an in vitro study. *Am J Dent.* 2004;17(4):241–4.
83. Romanos G, Nentwig GH. Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(5):193–7.
84. Crippa R. Tratamiento de malformaciones vasculares venosas, bucales y labiales mediante técnica FDIP con láser de diodo de 810-980 nm. *RCOE.* 2014;19(4):319–23.
85. Schiffner U, Cachovan G, Bastian J, Sculean A, Eick S. In vitro activity of photoactivated disinfection using a diode laser in infected root canals. *Acta Odontol Scand.* 2014;72(6):673–80.
86. Eick S, Markauskaite G, Nietzsche S, Laugisch O, Salvi GE, Sculean A. Effect of photoactivated disinfection with a light-emitting diode on bacterial species and biofilms associated with periodontitis and peri-implantitis. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2013;10(2):156–67.
87. Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Götz H, Duschner H, Jansen B, et al. Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *J Periodontol.* 2002;73(11):1292–8.
88. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Schauer P, Doertbudak O, Wernisch J, et al. Treatment of periodontal pockets with a diode laser. *Lasers Surg Med.* 1998;22(5):302–11.
89. López Castro G. Láser en periodoncia. *RCOE.* 2014;4:271–5.
90. Wetter NU, Walverde D, Kato IT, Eduardo C de P. Bleaching efficacy of whitening agents activated by xenon lamp and 960-nm diode radiation. *Photomed Laser Surg.* 2004;22:489–93.
91. Chartrand A. Integrating laser dentistry into esthetic dentistry. *Oral Health.* 2005;4:38–42.

92. Dostalova T, Jelinkova H, Housova D, Sulc J, Nemecek M, Miyagi M, et al. Diode laser-activated bleaching. *Braz Dent J.* 2004;15 Spec No(S13-8).
93. López Castro G. Estudio de las aplicaciones clínicas del láser de diodo InGaAsP (980nm) en Periodoncia e Implantología. Facultad de Medicina y Odontología; 2006.
94. Bicakci AA, Kocoglu-Altan B, Toker H, Mutaf I, Sumer Z. Efficiency of low-level laser therapy in reducing pain induced by orthodontic forces. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(8):460–5.
95. El-Kholey KE. Efficacy and safety of a diode laser in second-stage implant surgery: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(5):633–8.
96. Oltra-Arison D, España-Tost AJ, Berini-Aytés L G-EC. Aplicaciones del láser de baja potencia en Odontología. *RCOE.* 2004;9(5):517–24.
97. Oberoi S, Zamperlini-Netto G, Beyene J, Treister NS, Sung L. Effect of prophylactic low level laser therapy on oral mucositis: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One.* 2014 Jan;9(9):e107418.
98. Takac S, Stojanović S, Muhi B. Types of medical lasers. *Med Pregl.* 1998 Jan;51(3-4):146–50.
99. Zavaleta-de la Huerta D, España-Tost AJ, Berini-Aytés L G-EC. Aplicaciones del láser Nd:YAG en Odontología. *RCOE.* 2004;9(5):539–45.
100. Arnabat-Domínguez J. Aplicaciones del láser en endodoncia. *RCOE.* 2014;20(1):37–43.
101. Moriyama EH, Zângaro RA, Villaverde AB, Lobo PDC, Munin E, Watanabe I-S, et al. Dentin evaluation after Nd:YAG laser irradiation using short and long pulses. *J Clin Laser Med Surg.* 2004;22(1):43–50.
102. Akin M, Ozyilmaz OY, Yavuz T, Aykent F, Basciftci FA. Effect of Nd:YAG laser bleaching and antioxidizing agents on the shear bond strength of brackets. *Photomed Laser Surg.* 2013;31(8):365–70.
103. Wen X, Liu L, Nie X, Zhang L, Deng M, Chen Y. Effect of pulse Nd:YAG laser on bond strength and microleakage of resin to human dentine. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(6):741–6.
104. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med.* 1989;9(4):345–51.
105. Leco Berrocal, María Isabel Martínez González JM, Donado Rodríguez M. Efectos del láser ER:YAG en cirugía periapical: respuesta microbiológica y clínica [Internet]. Facultad de Odontología. Complutense de Madrid; 2004. Disponible en: <http://biblioteca.ucm.es/tesis/odo/ucm-t27627.pdf>

106. Bisheimer Chemez M. Implementación del láser en el tratamiento de rehabilitación bucal. RCOE. 2015;20(1):13–20.
107. Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. J Prosthet Dent. 2000;84(3):280–8.
108. Groth EB, Mercer CE, Anderson P. Microtomographic analysis of subsurface enamel and dentine following Er:YAG laser and acid etching. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2001;9(2):73–9.
109. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. J Dent. 1998;26(8):649–56.
110. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. Lasers Surg Med. 1996;19(2):190–200.
111. García-Núñez JA, Sanz M, Aranda JJ HA. Remoción del cálculo subgingival con láser de Er:YAG: Versus Ultrasonidos. Estudio in vitro con MEB. Av en Odonestomatol. 2001;17:273–85.
112. Yasuda Y, Kawamorita T, Yamaguchi H ST. Bactericidal effect of Nd:YAG and Er:YAG láseres in experimentally infected curved root canals. Photomed Láser Surg. 2010;28 Suppl(2):575–8.
113. Leja C, Geminiani A, Caton J, Romanos GE. Thermodynamic effects of laser irradiation of implants placed in bone: an in vitro study. Lasers Med Sci. 2013;28(6):1435–40.
114. Arnabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Erbium:YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(1):104–12.
115. Matsumoto K, Hossain M, Hossain MMI, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. J Clin Laser Med Surg. 2002;20(1):17–21.
116. Leco Berrocal MI, Martínez González JM, Donado Rodríguez M, López Carriches C. Efectos esterilizantes del láser Erbium: Yag sobre las estructuras dentarias: Estudio in vitro. Med Oral, Patol Oral y Cirugía Bucal [Internet]. Medicina Oral S.L.; [cited 2014 Sep 13];11(2):158–61. Disponible en: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1698-69462006000200013&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000200013&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
117. Guidotti R, Merigo E, Fornaini C, Rocca J-P, Medioni E, Vescovi P. Er:YAG 2,940-nm laser fiber in endodontic treatment: a help in removing smear layer. Lasers Med Sci. 2014;29(1):69–75.



118. Martins MR, Carvalho MF, Pina-Vaz I, Capelas JA, Martins MA, Gutknecht N. Outcome of Er,Cr:YSGG Laser-Assisted Treatment of Teeth with Apical Periodontitis: A Blind Randomized Clinical Trial. *Photomed Laser Surg.* 2014 Jan;32(1):3–9.
119. Martins MR, Carvalho MF, Vaz IP, Capelas JA, Martins MA, Gutknecht N. Efficacy of Er,Cr:YSGG laser with endodontical radial firing tips on the outcome of endodontic treatment: blind randomized controlled clinical trial with six-month evaluation. *Lasers Med Sci.* 2013;28(4):1049–55.
120. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):1017–59, viii.
121. García-Ortiz de Zárate F, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser de CO2 en Odontología. *RCOE [Internet].* 2004 [cited 2014 Sep 8];9(5):567–76. Disponible en :[http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1138-123X2004000500007&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2004000500007&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
122. Sattayut S, Nakkyo P, Phusrinuan P, Sangiamsak T, Phiolueang R. CO2 laser oral soft tissue welding: an in vitro study. *Laser Ther [Internet].* 2013 Jan [cited 2014 Oct 5];22(1):11–5. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3799052&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
123. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F. Dental pulp exposed to the CO2 laser beam. *Lasers Surg Med.* 1987;7(4):347–52.
124. Melcer F, Melcer J, Dejardin J. Use of the CO2 laser in the treatment of dental caries and its complications. *Actual Odontostomatol (Paris).* 1987;41(157):135–42.
125. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO2 dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *J Orofac Orthop.* 2001;62(5):375–86.
126. Frame JW, Morgan D, Rhys Evans PH. Tongue resection with the CO2 laser: the effects of past radiotherapy on postoperative complications. *Br J Oral Maxillofac Surg [Internet].* 1988 Dec [cited 2014 Sep 8];26(6):464–71. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3203087>
127. Kimura Y, Yu DG, Fujita A, Yamashita A, Murakami Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. *J Periodontol.* 2001;72(9):1178–82.
128. Gouw-Soares S, Stabholz A, Lage-Marques JL, Zezell DM, Groth EB, Eduardo CP. Comparative study of dentine permeability after apicectomy and surface treatment with 9.6 microm TEA CO2 and Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 2004;22(2):129–39.

129. Gouw-Soares S, Tanji E, Haypek P, Cardoso W, Eduardo CP. The use of Er:YAG, Nd:YAG and Ga-Al-As lasers in periapical surgery: a 3-year clinical study. *J Clin Laser Med Surg*. 2001;19(4):193–8.
130. Boj JR, Poirier C, Hernandez M, Espassa E, Espanya A. Review: laser soft tissue treatments for paediatric dental patients. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2011;12(2):100–5.
131. White JM, Goodis HE, Horton J, Gold S. Re: Current status of lasers in soft tissue dental surgery (*J Periodontol*; 1993; 64:589-602). *J Periodontol*. 1994;65(7):733–5.
132. Sulieman M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications. *Dent Update*. 2005;32(5):286–8, 291–4, 296.
133. Roodenburg JLN. Dissertations 25 years after date 29. CO2 laser surgery of leukoplakia of the oral mucosa. *Ned Tijdschr Tandheelkd*. 2011;118(10):496–500.
134. Elanchezhayan S, Renukadevi R, Vennila K. Comparison of diode laser-assisted surgery and conventional surgery in the management of hereditary ankyloglossia in siblings: a case report with scientific review. *Lasers Med Sci*. 2013;28(1):7–12.
135. RizoIU IM, Eversole LR, Kimmel AI. Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1996;82(4):386–95.
136. Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Rodríguez-Vilchis LE, Centeno-Pedraza C, Olea-Mejía OF, Alcántara-Galena M del CZ. Evaluation of self-etching adhesive and Er:YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. *ScientificWorldJournal* [Internet]. 2013 Jan [cited 2014 Sep 19];2013:719182. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3817641&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
137. Genovese MD, Olivi G. Use of laser technology in orthodontics: hard and soft tissue laser treatments. *Eur J Paediatr Dent*. 2010;11(1):44–8.
138. Fornaini C. Soldadura láser intraoral. *RCOE*. 2015;20(1):23–9.
139. Revilla-Gutiérrez V, Aranabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Gay-Escoda C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG en Odontología. *RCOE* [Internet]. 2004 [cited 2014 Sep 8];9(5):551–62. Disponible en: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1138-123X2004000500006&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2004000500006&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
140. Parker S. Surgical lasers and hard dental tissue. *Br Dent J*. 2007;202(8):445–54.
141. Pick RM, Pecaro BC. Use of the CO2 laser in soft tissue dental surgery. *Lasers Surg Med*. 1987;7(2):207–13.

142. Pearson GJ, Schuckert KH. The role of lasers in dentistry: present and future. *Dent Update*. 2003;30(2):70–4, 76.
143. Pick RM, Powell GL. Laser in dentistry. Soft-tissue procedures. *Dent Clin North Am*. 1993;37(2):281–96.
144. Padrós, E, Arroyo S. El láser de Er:YAG en la práctica odontológica general. *Quintessence*. 1999;12:61–76.
145. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J*. 1991;170(9):343–6.
146. Moritz A, Jakolitsch S, Goharkhay K, Schoop U, Kluger W, Mallinger R, et al. Morphologic changes correlating to different sensitivities of *Escherichia coli* and *enterococcus faecalis* to Nd:YAG laser irradiation through dentin. *Lasers Surg Med*. 2000;26(3):250–61.
147. Deppe H, Horch H-H. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Lasers Med Sci*. 2007;22(4):217–21.
148. Monaco WA, Barker FM. Laser hazards and safety. *Optom Clin*. 1995 Jan;4(4):1–15.
149. Mavrogiannis M, Thomason JM, Seymour RA. Lasers in periodontology. *Dent Update*. 2004;31(9):535–8, 541–2, 545–7.
150. Stübinger S, Saldamli B, Jürgens P, Ghazal G, Zeilhofer H-F. Soft tissue surgery with the diode laser-theoretical and clinical aspects. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2006;116(8):812–20.
151. Sarver DM, Yanosky M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival contouring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(1):85–90.
152. Ize-Iyamu IN, Saheeb BD, Edetanlen BE. Comparing the 810nm diode laser with conventional surgery in orthodontic soft tissue procedures. *Ghana Med J*. 2013;47(3):107–11.
153. Romanos GE. Diode laser soft-tissue surgery: advancements aimed at consistent cutting, improved clinical outcomes. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(10):752–7; quiz 758.
154. Romeo U, Del Vecchio A, Russo C, Palaia G, Gaimari G, Arnabat-Dominguez J, et al. Laser treatment of 13 benign oral vascular lesions by three different surgical techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(2):e279–84.
155. Romeo U, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Gambarini G, Gutknecht N, et al. Effects of KTP laser on oral soft tissues. An in vitro study. *Lasers Med Sci*. 2010;25(4):539–43.
156. Fornaini C, Rocca J-P, Merigo E, Meleti M, Manfredi M, Nammour S, et al. Low energy KTP laser in oral soft tissue surgery: A 52 patients clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(2):e287–91.

157. Gamache FW, Patterson RH. The use of the potassium titanyl phosphate (KTP) laser in neurosurgery. *Neurosurgery*. 1990;26(6):1010–3; discussion 1013–4.
158. Nayak DR, Mahesh SG, Aggarwal D, Pavithran P, Pujary K, Pillai S. Role of KTP-532 laser in management of oral submucous fibrosis. *J Laryngol Otol*. 2009;123(4):418–21.
159. Verma SP, Dailey SH. Overcoming nasal discomfort--a novel method for office-based laser surgery. *Laryngoscope*. 2011;121(11):2396–8.
160. Chung DE, Te AE. New techniques for laser prostatectomy: an update. *Ther Adv Urol*. 2009;1(2):85–97.
161. Nagayasu T, Matsumoto K, Morino S, Tagawa T, Nakamura A, Abo T, et al. Limited lung resection using the potassium-titanyl-phosphate laser. *Lasers Surg Med*. 2006;38(4):290–5.
162. Jones T, Fleming C, Llewelyn J. Management of vascular lesions of the mouth and lips using a potassium titanyl phosphate (KTP) laser: review of patient satisfaction. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2011;49(5):364–7.
163. Goldberg DJ, Meine JG. Treatment of facial telangiectases with the diode-pumped frequency-doubled Q-switched Nd:YAG laser. *Dermatol Surg*. 1998;24(8):828–32.
164. Zhang C, Wang X, Kinoshita J-I, Zhao B, Toko T, Kimura Y, et al. Effects of KTP laser irradiation, diode laser, and LED on tooth bleaching: a comparative study. *Photomed Laser Surg*. 2007;25(2):91–5.
165. Schoop U, Kluger W, Dervisbegovic S, Goharkhay K, Wernisch J, Georgopoulos A, et al. Innovative wavelengths in endodontic treatment. *Lasers Surg Med*. 2006;38(6):624–30.
166. Nammour S, Kowaly K, Powell GL, Van Reck J, Rocca JP. External temperature during KTP-Nd:YAG laser irradiation in root canals: an in vitro study. *Lasers Med Sci*. 2004;19(1):27–32.
167. Miyazaki H, Kato J, Watanabe H, Harada H, Kakizaki H, Tetsumura A, et al. Intralesional laser treatment of voluminous vascular lesions in the oral cavity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(2):164–72.
168. Bagán Vera JV. *Patología de la mucosa bucal*. Syntex Latino SA., editor. Barcelona; 1989. 59-68 p.
169. Esmeili T, Lozada-Nur F, Epstein J. Common benign oral soft tissue masses. *Dent Clin North Am*. 2005;49(1):223–40, x.
170. Torres-Domingo S, Bagan J V, Jiménez Y, Poveda R, Murillo J, Díaz JM, et al. Benign tumors of the oral mucosa: a study of 300 patients. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13(3):E161–6.
171. Bagan J V. *Medicina y Patología Bucal*. Medicina Oral S I.. Valencia, España; 2013.

172. Bascones A, Llanes F. Medicina Bucal. In: Ediciones Avances. Tomo I. 2nd ed. Madrid; 1991. p. 253–75.
173. Pérez-Salcedo L BMA. Tumores benignos de la mucosa oral. *Av Odontoestomatol*. 2010;26(1):11–8.
174. Knolle, M. Strassburg G. Mucosa Oral. Atlas de enfermedades. Marban, editor. Madrid; 1996.
175. Tamarit-Borrás M, Delgado-Molina E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Removal of hyperplastic lesions of the oral cavity. A retrospective study of 128 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005;10(2):151–62.
176. Joda T. Esthetic management of mucogingival defects after total excision in a case of pyogenic granuloma. *Eur J Esthet Dent*. 2012;7:110–9.
177. Hoseini AT, Razavi SM, Khabazian A. Lipoma in oral mucosa: two case reports. *Dent Res J (Isfahan)*. 2010;7:41–3.
178. Kamala KA, Ashok L, Sujatha GP. Cavernous hemangioma of the tongue: A rare case report. *Contemp Clin Dent*. 2014;5:95–8.
179. Valério RA, de Queiroz AM, Romualdo PC, Brentegani LG, de Paula-Silva FWG. Mucocele and fibroma: Treatment and clinical features for differential diagnosis. *Braz Dent J*. 2013;24:537–41.
180. Bodner L, Tal H. Salivary gland cysts of the oral cavity: clinical observation and surgical management. *Compendium (Newtown, Pa.)*. 1991. p. 150, 152, 154–6.
181. Mandalia UY, Porte FN, Howlett DC. Salivary Gland. *Ultrasound Clin*. 2014;9:99–113.
182. Goharkhay K, Moritz A, Wilder-Smith P, Schoop U, Kluger W, Jakolitsch S, et al. Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro. *Lasers Surg Med*. 1999;25(5):401–6.
183. Soliman MM, Al Thomali Y, Al Shamrani A, El Gazaerly H. The use of soft tissue diode laser in the treatment of oral hyper pigmentation. *Int J Health Sci (Qassim) [Internet]*. 2014 Apr [cited 2014 Oct 13];8(2):133–40. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4166985&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
184. Romeo U, Russo C, Palaia G, Lo Giudice R, Del Vecchio A, Visca P, et al. Biopsy of different oral soft tissues lesions by KTP and diode laser: histological evaluation. *ScientificWorldJournal [Internet]*. 2014;2014:761704. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4227390&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
185. Stern R, Sognaes R. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*. 1964;43:873.

186. Strauss RA, Guttenberg SA. Lasers in oral and maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2004;16(2):XI – XII.
187. Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):37–34.
188. Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol.* 1993;64(7):589–602.
189. Martínez-González JM, Baca R, Del Canto M, Blanco L, Gómez R DM. Frenillos bucales. Nuevo enfoque terapéutico. *Rev Eur Odontoestomatol.* 1991;3:377–82.
190. Fisher SE, Frame JW, Brownw RM TR. A comparative histological study of wound healing following CO2 laser and conventional surgical excision of canice buccal mucosa. *Arch Oral Biol.* 1983;28:287–91.
191. Romeo U, Palaia G, Tenore G, Del Vecchio A, Nammour S. Excision of oral mucocele by different wavelength lasers. *Indian J Dent Res.* 2013;24(2):211–5.
192. Akbulut N, Kursun ES, Tumer MK, Kamburoglu K, Gulsen U. Is the 810-nm diode laser the best choice in oral soft tissue therapy?. *Eur J Dent.* 2013;7(2):207–11.
193. Angiero F, Parma L, Crippa R, Benedicenti S. Diode laser (808 nm) applied to oral soft tissue lesions: a retrospective study to assess histopathological diagnosis and evaluate physical damage. *Lasers Med Sci.* 2012;27(2):383–8.
194. Yilmaz O, Senturk N, Yuksel EP, Aydin F, Ozden MG, Canturk T, et al. Evaluation of 532-nm KTP laser treatment efficacy on acne vulgaris with once and twice weekly applications. *J Cosmet Laser Ther.* 2011. p. 303–7.
195. Gooptu C, James MP. Recalcitrant viral warts: Results of treatment with the KTP laser. *Clin Exp Dermatol.* 1999;24(2):60–3.
196. Fornaini C, Lagori G, Merigo E, Meleti M, Manfredi M, Guidotti R, et al. Analysis of shade, temperature and hydrogen peroxide concentration during dental bleaching: in vitro study with the KTP and diode lasers. *Lasers Med Sci.* 2013;28(1):1–6.
197. Monfrecola G, Riccio G, Savarese C, Posteraro G, Procaccini EM. The acute effect of smoking on cutaneous microcirculation blood flow in habitual smokers and nonsmokers. *Dermatology.* 1998;197(2):115–8.
198. Sørensen LT, Jørgensen S, Petersen LJ, Hemmingsen U, Bülow J, Loft S, et al. Acute Effects of Nicotine and Smoking on Blood Flow, Tissue Oxygen, and Aerobe Metabolism of the Skin and Subcutis. *J Surg Res.* 2009;152(2):224–30.

199. Ghalayani P, Jahanshahi G, Birang R, Bazazzadeh M. Assessment of the effect of diode laser therapy on incisional wound healing and expression of iNOS and eNOS on rat oral tissue. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013;10(3):348–52.
200. Sarver DM. Use of the 810 nm diode laser: soft tissue management and orthodontic applications of innovative technology. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2006;18(9):suppl 7–13.
201. Coob CM. Lasers in Periodontics: A review of the Literature. *J Periodontol*. 2006;77:545–64.
202. Donado Rodríguez M. *Cirugía Bucal. Patología y Técnica*. 2nd ed. Masson, editor. Madrid; 1998.
203. Li ZZ, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*. 1992;12(6):625–30.
204. Martins GL, Puricelli E, Baraldi CE, Ponzoni D. Bone healing after bur and Er:YAG laser ostectomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Apr;69(4):1214–20.
205. Taylor JG, Disario JA, Bjorkman DJ. KTP laser therapy for bleeding from chronic radiation proctopathy. *Gastrointest Endosc*. 2000;52(3):353–7.
206. Hori Y, Kuromatsu I, Sugimura Y. Photoselective vaporization of the prostate using high power (80 W) KTP laser: one year follow up of the first 101 patients in Japan. *Int J Urol*. 2008;15(12):1067–71.
207. Walinski CJ. Irritation fibroma removal: a comparison of two laser wavelengths. *Gen Dent*. 52(3):236–8.
208. Basu MK, Frame JW, Rhys Evans PH. Wound healing following partial glossectomy using the CO2 laser, diathermy and scalpel: a histological study in rats. *J Laryngol Otol*. 1988;102(4):322–7.
209. Capodiferro S, Maiorano E, Loiudice AM, Scarpelli F, Favia G. Oral laser surgical pathology: a preliminary study on the clinical advantages of diode laser and on the histopathological features of specimens evaluated by conventional and confocal laser scanning microscopy. *Minerva Stomatol*. 57(1-2):1–6, 6–7.
210. Lira RPC, Nascimento MA, Arieta CEL, de Carvalho KMM, Silva VB. Pain perception at laser treatment of peripheral retinal degenerations with green and infrared wavelengths. *Am J Ophthalmol*. 2010;150(5):726–30.e1.
211. Pogrel MA. The Carbon dioxide laser in soft tissue preprothetic surgery. *J Prothet Dent*. 1989;61:203–8.

212. Pie-Sanchez J, Espana-Tost A, Arnabat-Dominguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO2 laser versus the Er, Cr:YSGG laser. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal*. 2012;17(2):e228–32.
213. Pogrel MA, Yen CK HL. A comparison of carbon dioxide laser, liquid nitrogen cryosurgery, and scalpel wounds in healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1990;69:269–73.
214. Magid KS, Strauss RA. Laser use for esthetic soft tissue modification. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):525–45, XI.
215. Romeo U, Del Vecchio A RC. Biopsia y láser para patologías bucales. *RCOE*. 2015;20(1):31–5.
216. Kende P, Gaikwad R, Yuwanati M, Jain B. Application of Diode Laser in Oral Biopsy : Removal of White Patch Over Tongue - A Case Report. *J Indian Dent Assoc*. 2011;5(9):985–7.
217. Bornstein M. El láser de CO2 para la biopsia por escisión de lesiones orales: Estudio de casos. *Rev Int Odontol Restauradora Periodoncia*. 2005;9(3):227–36.
218. Lopez-Jornet P, Camacho-Alonso F. Comparison of pain and swelling after removal of oral leukoplakia with CO2 laser and cold knife: A randomized clinical trial. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal* [Internet]. 2013 [cited 2014 Sep 8];18(1):e38–44. Disponible en: [http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv18\\_i1\\_p38.pdf](http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv18_i1_p38.pdf)



## 10. ANEXOS

### ANEXO I

#### APROBACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO



Servicio Andaluz de Salud  
CONSEJERÍA DE IGUALDAD, SALUD Y POLÍTICAS SOCIALES

Hospital Universitario VIRGEN DEL ROCÍO.  
Avda. Manuel Siurot s/n 41013 SEVILLA

#### INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE CENTRO H.U. VIRGEN DEL ROCÍO

El Comité de Ética de la Investigación de Centro H.U. Virgen del Rocío de Sevilla, en Sesión celebrada el día veinticinco de junio de dos mil catorce (Acta 06/14):

1. Ha procedido a la revisión del estudio:
  - Código de CEI **2014PI/094**
  - Presentado por D. **José Luis Gutiérrez Pérez**
  - Titulado: **“Estudio prospectivo del láser de diodo 532nm versus laser de diodo 980nm en la exéresis de lesiones hiperplásicas en la cavidad oral”**.
2. Tras su valoración procede a emitir **INFORME FAVORABLE** del mismo.

Y para que conste y surta los efectos oportunos se expide la presente certificación en

Sevilla, a 9 de julio de dos mil catorce



Fdo.: Fco. Javier Bautista Paloma  
Presidente del CEI

**ANEXO II****HOJA DE INFORMACIÓN PARA EL POSIBLE PACIENTE**

UNIVERSIDAD DE SEVILLA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

EQUIPO DOCENTE DE CIRUGÍA BUCAL

MÁSTER UNIVERSITARIO EN CIRUGÍA BUCAL

C/ Avicena, s/n. 41013 – SEVILLA

Prof. Dr. JOSÉ LUIS GUTIÉRREZ PÉREZ

e-mail: [jgp@us.es](mailto:jgp@us.es)

HOSPITALES UNIVERSITARIOS VIRGEN DEL ROCÍO

SERVICIO DE CIRUGÍA MAXILOFACIAL

SERVICIO DE DE CIRUGÍA CRANEOFACIAL

Avda. Manuel Siurot, s/n. 41009 – SEVILLA

**HOJA DE INFORMACIÓN**

Uno de los grandes avances en el área Médica y Odontológica ha sido el desarrollo de la tecnología láser. La palabra LASER es una sigla que responde a los vocablos ingleses *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiatio*” o en su traducción al español, “Luz Amplificada por Emisión Estimulada de Radiación” .

Desde sus comienzos la tecnología láser, ha sido empleada en todos los campos de la medicina, siendo una opción tanto para realizar el tratamiento como para diagnosticar.

El láser es un haz de luz monocromático, coherente y colimado que genera una reacción térmica cuando entra en contacto con los tejidos. Existen varios tipos de láser que se diferencian por la longitud de onda y en consecuencia producen diferentes efectos en los tejidos. Este tipo de terapéutica lumínica ha invadido nuestro tratamiento, incorporando no solo tecnología, sino agilidad y bienestar en el postoperatorio del paciente en cuanto a la epitelización y cicatrización del tejido conjuntivo; por lo tanto utilizamos esta nueva técnica, tanto en tejidos blandos como duros, por medio de los diferentes láseres.

El desarrollo tecnológico actual ha permitido la creación de láseres más eficaces, eficientes y seguros y para su mayor versatilidad de uso es necesario conocer sus principios físicos, interacción óptica y biológica con cada uno de los tejidos bucales, para poder decidir el laser más adecuado para cada tratamiento, utilizando parámetros individualizados para cada caso.

Sevilla, a.....de.....de.....

Firma del paciente

Firma del médico

**ANEXO III****CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN EL ESTUDIO****UNIVERSIDAD DE SEVILLA**

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

EQUIPO DOCENTE DE CIRUGÍA BUCAL

MÁSTER UNIVERSITARIO EN CIRUGÍA BUCAL

C/ Avicena, s/n. 41013 – SEVILLA

Prof. Dr. JOSÉ LUIS GUTIÉRREZ PÉREZ

e-mail: [jlqp@us.es](mailto:jlqp@us.es)**HOSPITALES UNIVERSITARIOS VIRGEN DEL ROCÍO****SERVICIO DE CIRUGÍA MAXILOFACIAL****SERVICIO DE DE CIRUGÍA CRANEOFACIAL**

Avda. Manuel Siurot, s/n. 41009 – SEVILLA

**DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN EL ESTUDIO**

Estudio prospectivo del láser de 532nm versus láser de diodo de 980nm en la exéresis de las lesiones hiperplásicas de la cavidad oral.

Yo .....  
 .....de ..... años de edad, con DNI. n.º.....

He leído la hoja de información que se me ha entregado.

Me han respondido satisfactoriamente a todas mis preguntas.

He recibido suficiente información sobre el estudio.

He hablado con Patricia Bargiela Pérez en nombre y representación del Profesor José Luis Gutiérrez Pérez.

Comprendo que mi participación es voluntaria y que puedo retirarme del estudio cuando quiera, sin tener que dar explicaciones y sin que eso repercuta en mis cuidados médicos.

Presto libremente mi conformidad para participar en este estudio.

Sevilla, a.....de.....de.....

Firma del paciente

Firma del médico

## ANEXO IV

### CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

EQUIPO DOCENTE DE CIRUGÍA BUCAL

MÁSTER UNIVERSITARIO EN CIRUGÍA BUCAL

C/ Avicena, s/n. 41013 – SEVILLA

Prof. Dr. JOSÉ LUIS GUTIÉRREZ PÉREZ

e-mail: [jjgp@us.es](mailto:jjgp@us.es)



HOSPITALES UNIVERSITARIOS VIRGEN DEL ROCÍO

SERVICIO DE CIRUGÍA MAXILOFACIAL

SERVICIO DE DE CIRUGÍA CRANEOFACIAL

Avda. Manuel Siurot, s/n. 41009 – SEVILLA

### CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS

Paciente N° de Identificación: .....

Iniciales.....

Fecha.....

Láser Diodo: 980nm / 532nm.....

Zona de la mucosa Yugal.....

Lado.....

# VISITA 0

**A RELLENAR POR EL PACIENTE**

- ¿Ha tenido alguna vez problemas médicos o complicaciones durante el tratamiento dental?

En caso afirmativo indique cual:

¿Cuál?

- ¿Toma algún medicamento?

En caso afirmativo indique cual:

¿Cuál?

- ¿Ha tenido alguna reacción alérgica a penicilina, aspirina, o cualquier cosa otra?

- ¿Ha sufrido dolor de pecho tras un ejercicio? Sí    No

- ¿Ha tenido algún ataque al corazón? Sí    No

- ¿Ha tenido algún soplo en el corazón o alguna enfermedad valvular o le han implantado alguna válvula cardíaca? Sí    No

- ¿Ha tenido palpitaciones cardíacas en reposo? Sí    No

- ¿Ha tenido insuficiencia cardíaca? Sí    No

- ¿Ha tenido la tensión alguna vez la tensión alta? Sí    No

- ¿Tiene tendencia al sangrado? Sí    No

- ¿Ha sufrido alguna vez una congestión? Sí    No

- ¿Ha padecido epilepsia? Sí    No



**A RELLENAR POR EL INVESTIGADOR****Datos Demográficos**

- **Nombre:**
- **Edad:**
- **Dirección:**
- **Teléfono:**
- **Email**
- **Fecha de nacimiento (d/m/a):**
- **Sexo:**      **Masculino**      **Femenino**

**Tiene el paciente Diabetes Mellitus:**

SI      NO

Si la respuesta es sí indicar con un círculo el tipo de tratamiento:

Dieta/ejercicio      Medicación oral      Insulina

**¿Fuma el paciente habitualmente?**

SI      NO

Si fuma indique el número de cigarrillos al día.

**Toma el paciente una medicación diaria**

SI      NO



Si el paciente toma una medicación diaria indique cual y la posología.

### **Condiciones preoperatorios del sitio**

#### **Razón de la lesión:**

Traumatismo

Pérdida dentaria

Succión

Otros

#### **Tipo de láser empleado: Marcar con una X encima del láser usado**

532 nm      980nm

#### **Potencia Utilizada**

#### **Sangrado**

SI      NO

#### **Sutura**

SI      NO

Si la respuesta es si indicar el tipo de sutura.

#### **Tiempo del tratamiento en minutos/ segundos**

... .. Min. / ... .. Seg.

#### **Energía total empleada**

**¿Ha habido complicaciones quirúrgicas?** Si la respuesta es Sí, describir cuales.

SI      NO

**A cumplimentar por el paciente****1. Marque en esta línea el dolor que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore el dolor que siente:

(1= Ausencia de dolor, 2= dolor ligero, 3=dolor moderado, 4= dolor fuerte,  
5= dolor muy fuerte)

Ningún dolor

Máximo dolor



# **VISITA DE SEGUIMIENTO 1**

**(Día 1)**

**A RELLENAR POR EL INVESTIGADOR**○ **Intervalo de evaluación**

Postoperatorio inmediato 0, 1, 14 y 28 días. Día de la evaluación.

○ **Evaluación de salud del sitio**

Cicatrización de la herida:

BUENA

ACEPTABLE

MALA

INDIQUE LA CAUSA DE SU VALORACIÓN:

**A CUMPLIMENTAR POR EL PACIENTE****1. Marque en esta línea el dolor que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore el dolor que siente:

(1= Ausencia de dolor, 2= dolor ligero, 3=dolor moderado, 4= dolor fuerte, 5= dolor muy fuerte)

Ningún dolor

Máximo dolor



**2. Marque en está línea la inflamación que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore la inflamación que siente:

(1= Ausencia inflamación, 2= inflamación ligera, 3= inflamación moderado,  
4= inflamación exagerada, 5= inflamación muy exagerada)



¿Ha fumado el paciente?

SI

NO

En el caso que la respuesta sea sí. Indque la cantidad que ha fumado.

**Anote en está tabla el número de Paracetamol tomados, dosis y momento.**

PARACETAMOL	DÓISIS	DÍA	HORA

**Toma de fármacos adicionales al Paracetamol o uso de colutorios o pastas dentrificas con clorhexidna :**

En caso afirmativo, indicar cuales y tiempo de toma.

**Marcar en caso de Acontecimientos médicos:**

(Diagnóstico o síntoma)

- Día de comienzo. Día de fin. (d/m/a)

- Severidad: 1. Media, 2. Moderada, 3. Severa.

Causa: 1. No relacionado 2. Posible relación 3. Probabilidad de relación 4. Relacionado definitivamente, 5 Desconocida.

Terapia corriente/ resolución

# **VISITA DE SEGUIMIENTO 2 (Día 14)**

**A RELLENAR POR EL INVESTIGADOR**○ **Intervalo de evaluación**

Postoperatorio inmediato 0, 1, 14 y 28 días. Día de la evaluación.

○ **Evaluación de salud del sitio**

Cicatrización de la herida:

BUENA

ACEPTABLE

MALA

INDIQUE LA CAUSA DE SU VALORACIÓN:

**A CUMPLIMENTAR POR EL PACIENTE****1. Marque en esta línea el dolor que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore el dolor que siente:

(1= Ausencia de dolor, 2= dolor ligero, 3=dolor moderado, 4= dolor fuerte, 5= dolor muy fuerte)

Ningún dolor

Máximo dolor





**2. Marque en está línea la inflamación que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore la inflamación que siente:

(1= Ausencia inflamación, 2= inflamación ligera, 3= inflamación moderado,  
4= inflamación exagerada, 5= inflamación muy exagerada)



¿Ha fumado el paciente?

SI

NO

En el caso que la respuesta sea sí. Indque la cantidad que ha fumado.

**Anote en está tabla el número de Paracetamol tomados, dosis y momento.**

PARACETAMOL	DÓISIS	DÍA	HORA

**Toma de fármacos adicionales al Paracetamol o uso de colutorios o pastas dentrificas con clorhexidna :**

En caso afirmativo, indicar cuales y tiempo de toma.

**Marcar en caso de Acontecimientos médicos:**

(Diagnóstico o síntoma)

- Día de comienzo. Día de fin. (d/m/a)

- Severidad: 1. Media, 2. Moderada, 3. Severa.

Causa: 1. No relacionado 2. Posible relación 3. Probabilidad de relación 4. Relacionado definitivamente, 5 Desconocida.

Terapia corriente/ resolución

**VISITA DE  
SEGUIMIENTO 3  
(Día 28)**

**A RELLENAR POR EL INVESTIGADOR**○ **Intervalo de evaluación**

Postoperatorio inmediato 0, 1, 14 y 28 días. Día de la evaluación.

○ **Evaluación de salud del sitio**

Cicatrización de la herida:

BUENA

ACEPTABLE

MALA

INDIQUE LA CAUSA DE SU VALORACIÓN:

**A CUMPLIMENTAR POR EL PACIENTE****1. Marque en esta línea el dolor que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore el dolor que siente:

(1= Ausencia de dolor, 2= dolor ligero, 3=dolor moderado, 4= dolor fuerte, 5= dolor muy fuerte)

Ningún dolor

Máximo dolor



**2. Marque en está línea la inflamación que siente:**

En una escala del **1** al **5**, valore la inflamación que siente:

(1= Ausencia inflamación, 2= inflamación ligera, 3= inflamación moderado,  
4= inflamación exagerada, 5= inflamación muy exagerada)



¿Ha fumado el paciente?

SI

NO

En el caso que la respuesta sea sí. Indque la cantidad que ha fumado.

**Anote en está tabla el número de Paracetamol tomados, dosis y momento.**

PARACETAMOL	DÓISIS	DÍA	HORA

**Toma de fármacos adicionales al Paracetamol o uso de colutorios o pastas dentrificas con clorhexidna :**

En caso afirmativo, indicar cuales y tiempo de toma.

**Marcar en caso de Acontecimientos médicos:**

(Diagnóstico o síntoma)

- Día de comienzo. Día de fin. (d/m/a)

- Severidad: 1. Media, 2. Moderada, 3. Severa.

Causa: 1. No relacionado 2. Posible relación 3. Probabilidad de relación 4. Relacionado definitivamente, 5 Desconocida.

Terapia corriente/ resolución

**RECOGIDA DE DATOS TABLA DE ITINERARIO**

<b>CITA</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>14</b>	<b>28</b>
<b>ESTUDIO PREVIO</b>				
<b>EXÉRESIS DE LA LESIÓN</b>				
<b>FOTOGRAFÍA INTRAORAL</b>				
<b>ASISTENCIA CLÍNICA Y RECOGIDA DE DATOS</b>				

# **HOJA DE DESVIACIÓN DE PROTOCOLO**



Un acontecimiento por formulario, comprueba y rellena en cada pregunta correspondiente, usa formularios adicionales si fuese necesario.

Día/ Mes / Año	Desviación/ Violación	Llevado acabo por	Muerte. Indicar causa:	Otras Explicar

**Día que ocurrió el acontecimiento**

## ANEXO V

### RECOMENDACIONES POSTOPERATORIAS



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

EQUIPO DOCENTE DE CIRUGÍA BUCAL

MÁSTER UNIVERSITARIO EN CIRUGÍA BUCAL

C/ Avicena, s/n. 41013 – SEVILLA

Prof. Dr. JOSÉ LUIS GUTIÉRREZ PÉREZ

e-mail: [jjgp@us.es](mailto:jjgp@us.es)



HOSPITALES UNIVERSITARIOS VIRGEN DEL ROCÍO

SERVICIO DE CIRUGÍA MAXILOFACIAL

SERVICIO DE CIRUGÍA CRANEOFACIAL

Avda. Manuel Siurot, s/n. 41009 – SEVILLA

#### INFORMACIÓN Y RECOMENDACIONES POSTOPERATORIAS

Muerda la gasa durante 30 minutos.

No se cepille los dientes en lo que queda de día. Mañana reinicie su higiene dental.

No puede enjuagarse ni escupir en las primeras 24 horas.

No podrá realizarse enjuagues con ningún producto ni usar pastas dentífricas que contengan clorhexidina en los próximos 28 días que es lo que durará el proceso de investigación, ya que esto podría modificar los resultados.

Al principio coma alimentos templados y blandos. A medida que mejore, podrá recuperar su dieta habitual.

Evite durante 15 días los alimentos ácidos y salados. Al cicatrizar la herida por segunda intención estos alimentos le pueden producir molestias.

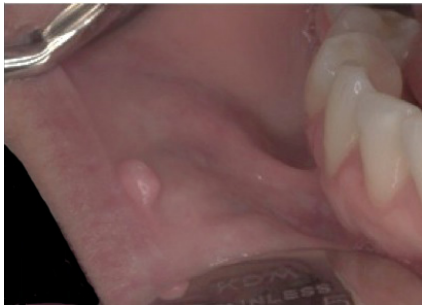
Procure no tocarse la zona intervenida con la lengua. El reposo en la zona favorecerá su recuperación.

Si tiene dolor, tome Paracetamol de 1 gramo, si no siente dolor no sería necesario tomar nada.

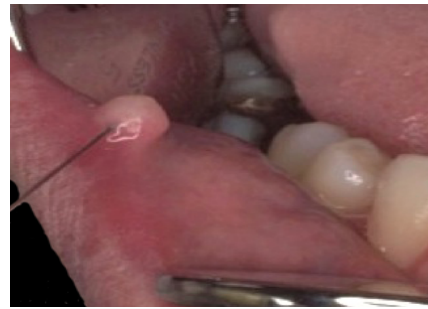
Apunte los comprimidos de Paracetamol, la hora y el día en el cuadernillo, y complete las escalas como se le ha explicado en las visita.

## **ANEXO VI**

IMÁGENES INTRAOPERATORIAS Y DE SEGUIMIENTO DE TODOS LOS CASOS ESTUDIADOS Y OPERADOS CON EL LÁSER DE 532 nm o KTP.



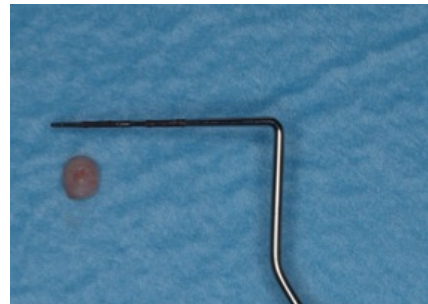
Fotografía Inicial Caso # 1-80



Infiltración anestésica Caso # 1-80



Exéresis de la lesión Caso # 1-80



Presentación de la lesión Caso # 1-80



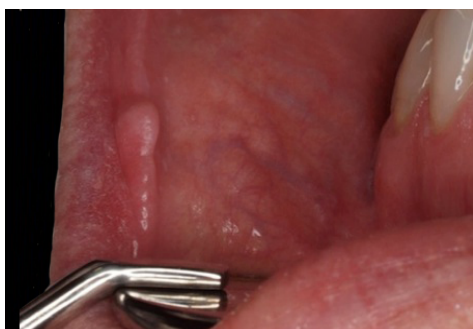
Fotografía control 24 horas Caso # 1-80



Fotografía control 14 días Caso # 1-80



Fotografía control 28 días Caso # 1-80



Fotografía Inicial Caso # 2-80



Infiltración anestésica Caso # 2-80



Exéresis de la lesión Caso # 2-80



Presentación de la lesión Caso # 2-80



Fotografía control 24 horas Caso # 2-80



Fotografía control 14 días Caso # 2-80



Fotografía control 28 días Caso # 2-80



Fotografía Inicial Caso # 3-80



Infiltración anestésica Caso # 3-80



Exéresis de la lesión Caso # 3-80



Presentación de la lesión Caso # 3-80



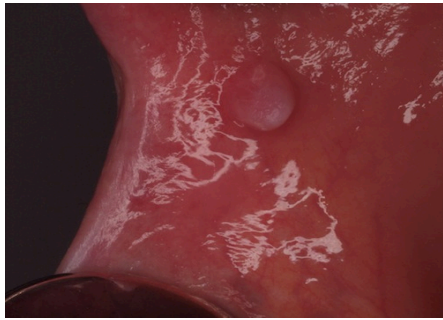
Fotografía control 24 horas Caso # 3-80



Fotografía control 14 días Caso # 3-80



Fotografía control 28 días Caso # 3-80



Fotografía Inicial Caso # 4-80



Infiltración anestésica Caso # 4-80



Exéresis de la lesión Caso # 4-80



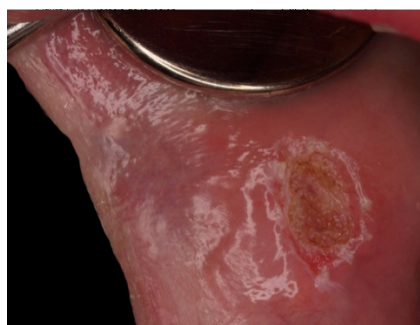
Presentación de la lesión Caso # 4-80



Fotografía control 24 horas Caso # 4-80



Fotografía control 14 días Caso # 4-80



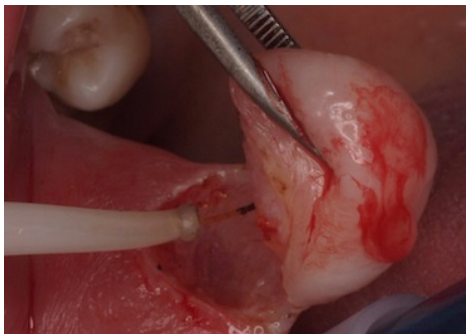
Fotografía control 28 días Caso # 4-80



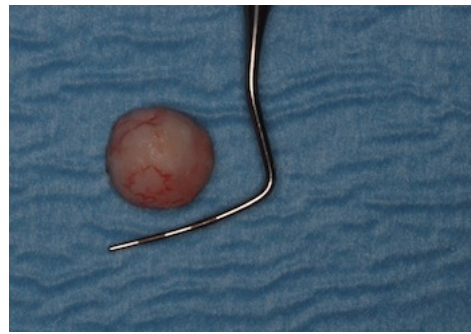
Fotografía Inicial Caso # 5-80



Infiltración anestésica Caso # 5-80



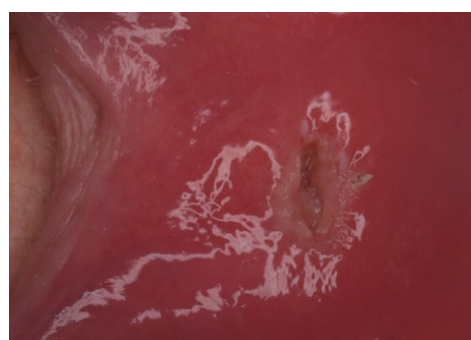
Exéresis de la lesión Caso # 5-80



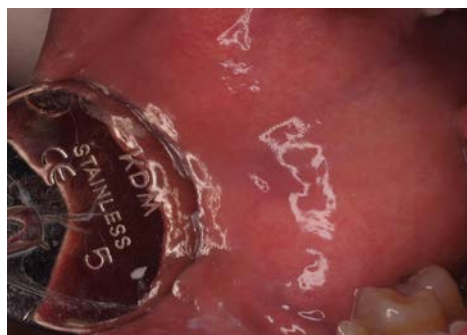
Presentación de la lesión Caso # 5-80



Fotografía control 24 horas Caso # 5-80



Fotografía control 14 días Caso # 5-80



Fotografía control 28 días Caso # 5-80





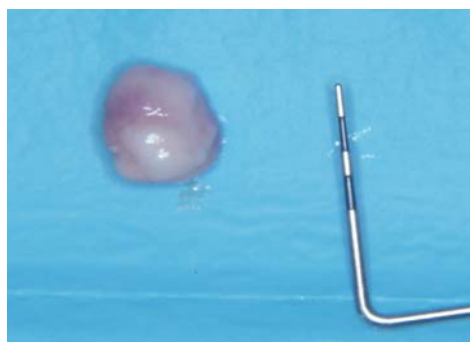
Fotografía Inicial Caso # 6-80



Infiltración anestésica Caso # 6-80



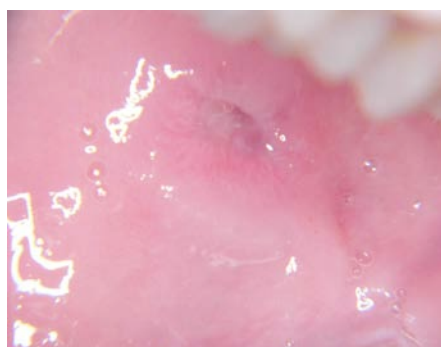
Exéresis de la lesión Caso # 6-80



Presentación de la lesión Caso # 6-80



Fotografía control 24 horas Caso # 6-80



Fotografía control 14 días Caso # 6-80



Fotografía control 28 días Caso # 6-80



Fotografía Inicial Caso # 7-80



Infiltración anestésica Caso # 7-80



Exéresis de la lesión Caso # 7-80



Presentación de la lesión Caso # 7-80



Fotografía control 24 horas Caso # 7-80



Fotografía control 14 días Caso # 7-80



Fotografía control 28 días Caso # 7-80



Fotografía Inicial Caso # 8-80



Infiltración anestésica Caso # 8-80



Exéresis de la lesión Caso # 8-80



Presentación de la lesión Caso # 8-80



Fotografía control 24 horas Caso # 8-80



Fotografía control 14 días Caso # 8-80



Fotografía control 28 días Caso # 8-80



Fotografía Inicial Caso # 9-80



Infiltración anestésica Caso # 9-80



Exéresis de la lesión Caso # 9-80



Presentación de la lesión Caso # 9-80



Fotografía control 24 horas Caso # 9-80



Fotografía control 14 días Caso # 9-80



Fotografía control 28 días Caso # 9-80



Fotografía Inicial Caso # 10-80



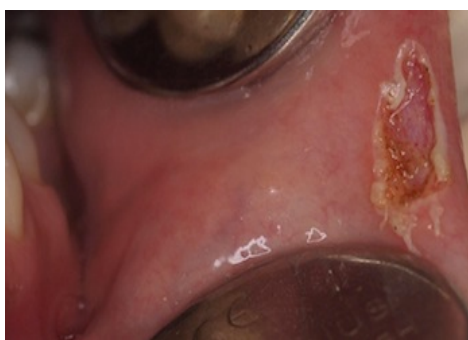
Infiltración anestésica Caso # 10-80



Exéresis de la lesión Caso # 10-80



Presentación de la lesión Caso # 10-80



Fotografía control 24 horas Caso # 10-80



Fotografía control 14 días Caso # 10-80



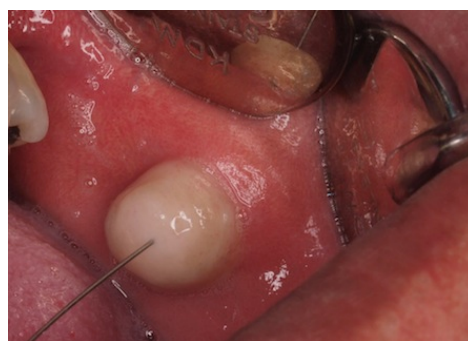
Fotografía control 28 días Caso # 10-80

## **ANEXO VII**

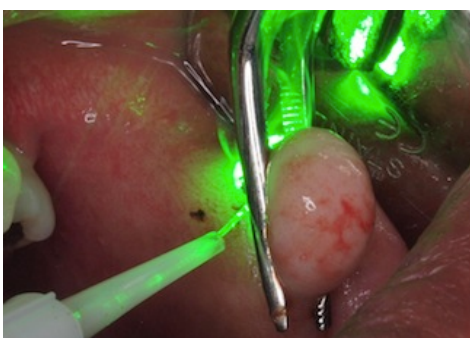
IMÁGENES INTRAOPERATORIAS Y DE SEGUIMIENTO DE TODOS LOS CASOS  
ESTUDIADOS Y OPERADOS CON EL LÁSER DE 532 nm o KTP



Fotografía Inicial  
Caso # 1-32



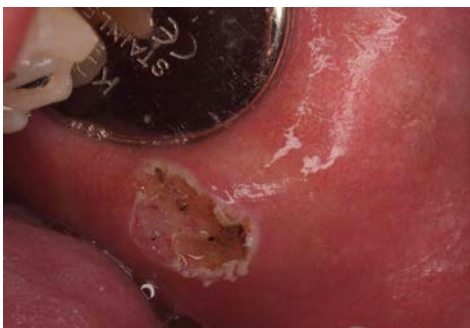
Infiltración anestésica  
Caso # 1-32



Exéresis de la lesión  
Caso # 1-32



Presentación de la lesión  
Caso # 1-32



Fotografía control 24 horas  
Caso # 1-32



Fotografía control 14 días  
Caso # 1-32



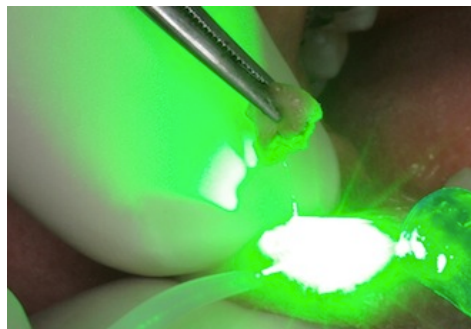
Fotografía control 28 días  
Caso # 1-32



Fotografía Inicial  
Caso # 2-32



Infiltración anestésica  
Caso # 2-32



Exéresis de la lesión  
Caso # 2-32



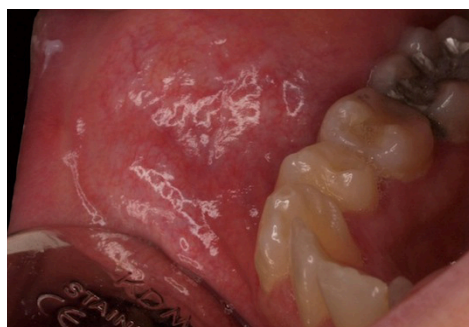
Presentación de la lesión  
Caso # 2-32



Fotografía control 24 horas  
Caso # 2-32

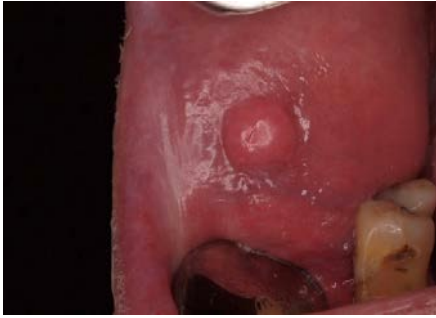


Fotografía control 14 días  
Caso # 2-32



Fotografía control 28 días  
Caso # 2-32





Fotografía Inicial  
Caso # 3-32



Infiltración anestésica  
Caso # 3-32



Exéresis de la lesión  
Caso # 3-32



Presentación de la lesión  
Caso # 3-32



Fotografía control 24 horas  
Caso # 3-32



Fotografía control 14 días  
Caso # 3-32



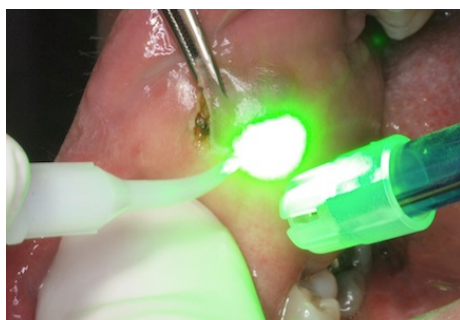
Fotografía control 28 días  
Caso # 3-32



Fotografía Inicial  
Caso # 4-32



Infiltración anestésica  
Caso # 4-32



Exéresis de la lesión  
Caso # 4-32



Presentación de la lesión  
Caso # 4-32



Fotografía control 24 horas  
Caso # 4-32



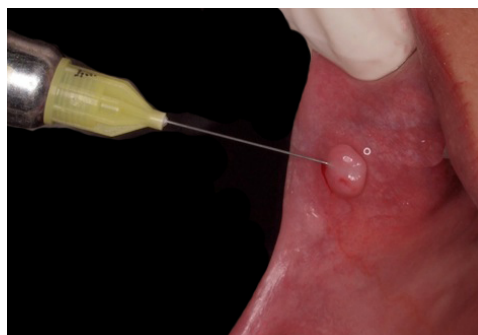
Fotografía control 14 días  
Caso # 4-32



Fotografía control 28 días  
Caso # 4-32



Fotografía Inicial  
Caso # 5-80



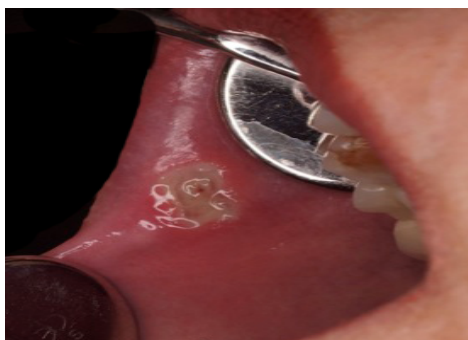
Infiltración anestésica  
Caso # 5-32



Exéresis de la lesión  
Caso # 5-32



Presentación de la lesión  
Caso # 5-32



Fotografía control 24 horas  
Caso # 5-32



Fotografía control 14 días  
Caso # 5-32



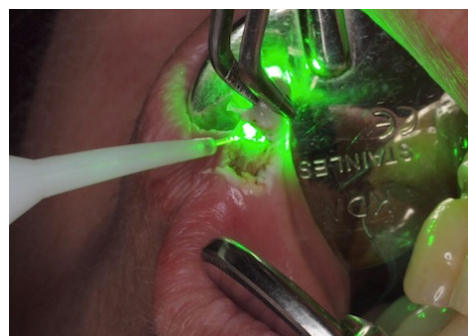
Fotografía control 28 días  
Caso # 5-32



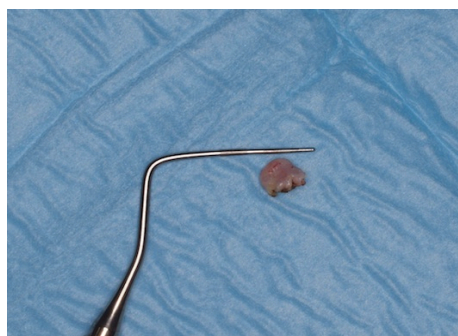
Fotografía Inicial Caso # 6-32



Infiltración anestésica Caso # 6-32



Exéresis de la lesión Caso # 6-32



Presentación de la lesión Caso # 6-32



Fotografía control 24 horas Caso # 6-32



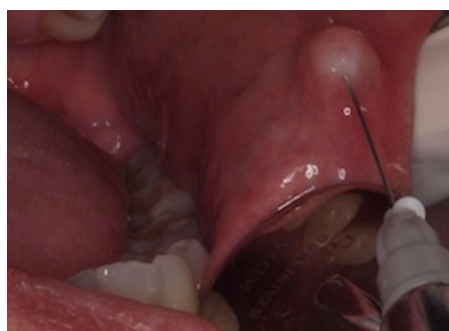
Fotografía control 14 días Caso # 6-32



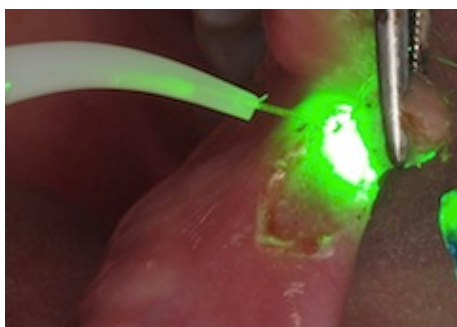
Fotografía control 28 días Caso # 6-32



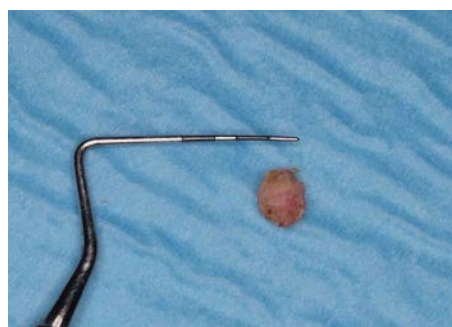
Fotografía Inicial Caso # 7-32



Infiltración anestésica Caso # 7-32



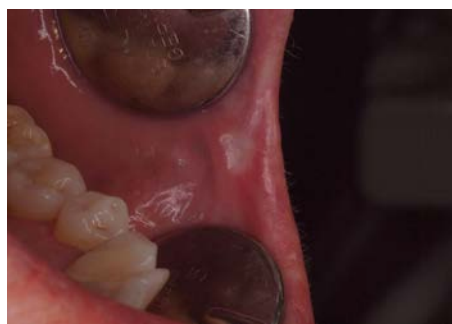
Exéresis de la lesión Caso # 7-32



Presentación de la lesión Caso # 7- 32



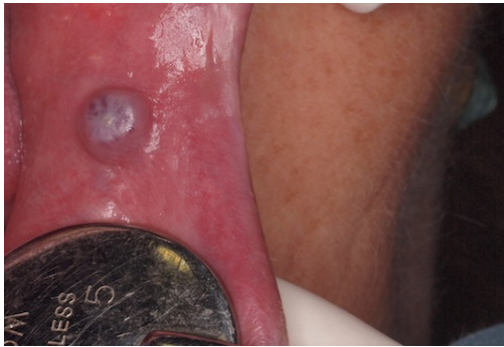
Fotografía control 24 horas Caso # 7-32



Fotografía control 14 días Caso # 7- 32



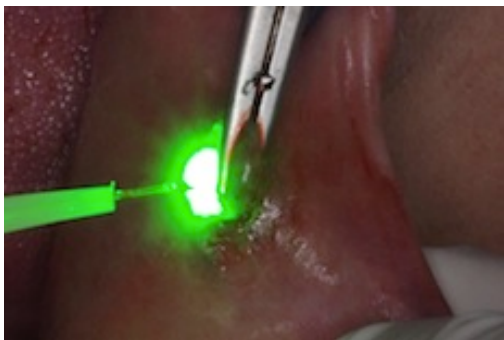
Fotografía control 28 días Caso # 7-32



Fotografía Inicial Caso # 8-32



Infiltración anestésica Caso # 8-32



Exéresis de la lesión Caso # 8-32



Presentación de la lesión Caso # 8-32



Fotografía control 24 horas Caso # 8-32



Fotografía control 14 días Caso # 8-32



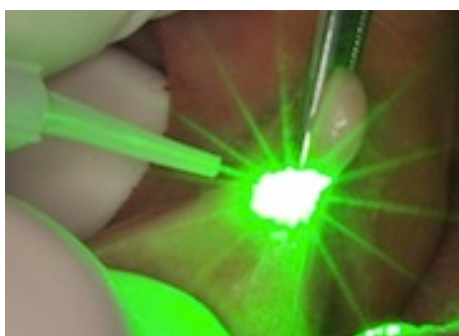
Fotografía control 28 días Caso # 8-32



Fotografía Inicial. Caso # 9-32



Infiltración anestésica. Caso # 9-32



Exéresis de la lesión. Caso # 9-32



Presentación de la lesión. Caso # 9-32



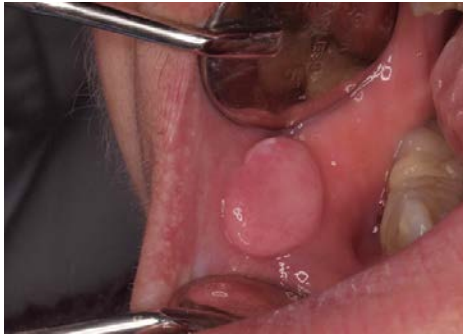
Fotografía control. 24 horas Caso # 9-32



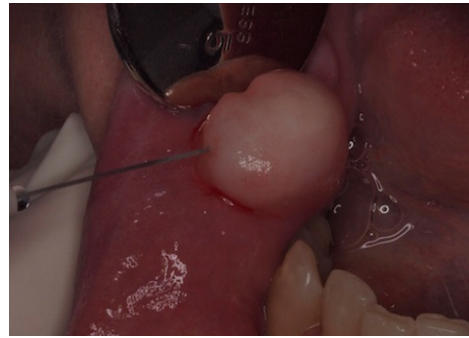
Fotografía control. 14 días Caso # 9-32



Fotografía control 28 días. Caso # 9-32



Fotografía Inicial. Caso # 10-32



Infiltración anestésica. Caso # 10-32



Exéresis de la lesión. Caso # 10-32



Presentación de la lesión. Caso # 10-32



Fotografía control 24 horas. Caso # 10-32



Fotografía control 14 días. Caso # 10-32



Fotografía control 28 días. Caso # 10-32



## 11. ACREDITACIONES



### CERTIFICADO DE COMUNICACIÓN

Los doctores:


R.M. Díaz Sánchez, P. Bargiela Pérez, S.P. Navarro Suárez, A.I. Coello Gómez, D. Torres Lagares, J.L. Gutiérrez Pérez

han presentado la Comunicación Oral titulada:

**ESTUDIO PROSPECTIVO DEL LASER DE DIODO 532NM VERSUS LASER DE DIODO 980NM EN LA EXERESIS DE LESIONES HIPERPLÁSICAS EN LA CAVIDAD ORAL**

en el XI Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Bucal, celebrado en Madrid, del 28 al 30 de Noviembre de 2013

Y para que así conste a todos los efectos, firmamos la presente  
**CERTIFICACIÓN,**

  
**Juan López-Quiles Martínez**  
Presidente del congreso

  
**David Gallego Romero**  
Presidente de la SECIB

  
**Sergio Trapote Mateo**  
Vicepresidente del Congreso

En Madrid, a 30 de Noviembre de 2013