

EL LÁSER EN ODONTOLOGÍA RESTAURATIVA

ISABEL CABAL	962417
CLAUDIA COLLAZOS	971441
MARIA DE LOS ÁNGELES LOZANO	971447
CAROLINA PINZÓN	971455
BLANCA RODRÍGUEZ	971457

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
SANTIAGO DE CALI
NOVIEMBRE DE 2001



EL LÁSER EN ODONTOLOGÍA RESTAURATIVA

ISABEL CABAL	962417
CLAUDIA COLLAZOS	971441
MARIA DE LOS ÁNGELES LOZANO	971447
CAROLINA PINZÓN	971455
BLANCA RODRÍGUEZ	971457

Monografía presentada para optar por el título de Odontólogo

Presentado a Dr. ANTONIO ESCOBAR

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

SANTIAGO DE CALI

NOVIEMBRE DE 2001

Con todo mi amor:

El reconocimiento y la gloria sea para mi Dios todopoderoso que con su infinito amor y misericordia suplió todas mis necesidades y me dio luz y sabiduría.

A mis padres y hermano por su respaldo incondicional.

A la memoria de Elcirita y Tata, mis queridas abuelitas.

Carolina Pinzón Ortiz

Con orgullo a quienes apoyaron siempre mis ideas, me guiaron, fueron fuente de inspiración para este proyecto, a ellos con mucho cariño, Dios, mis padres, mi hermano y mi novio.

Claudia Patricia Collazos Barrero

A Dios, a mis padres y hermanas, a mi novio y todos aquellos que de cierto modo contribuyeron para culminar esta etapa de mi vida. Gracias

Isabel Cristina Cabal Parra

Con cariño y agradecimiento a mi madre y abuela que me guiaron y acompañaron en todo momento haciendo posible la realización y finalización de esta investigación.

Maria de los Ángeles Lozano

A la memoria de mi madre que fue mi maestra y guía.

A mi esposo e hijo por su amor y apoyo incondicional.

Blanca Rodríguez

NOTA DE ACEPTACIÓN

Santiago de Cali, 14 de Noviembre de 2001

*Trabajo de Grado aprobado por el:
Director Asignado por el Colegio Odontológico
Colombiano, en el cumplimiento de los requisitos
exigidos para otorgar el título de Odontólogo.*

DIRECTOR

ASESOR METODOLÓGICO

NOTA DE ACEPTACIÓN

Santiago de Cali, 14 de Noviembre de 2001

*Aprobado por el Comité de Trabajo de:
Grado en cumplimiento de los requisitos
exigidos por el Colegio Universitario Colombiano,
Facultad de Odontología, para optar por el título
de Odontólogo.*

PRESIDENTE DE JURADO

JURADO

JURADO

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer a Dios por permitirnos culminar esta monografía con éxito.

A los Doctores Rafael Quintero, Orlando Fajardo de la Clínica Dentisalud en Bogotá.

Al Doctor Marlon Becerra de la Clínica Unidad de Estética Dental en Bogotá.

Al Doctor Alejandro Posada, al Doctor Antonio Escobar, nuestro tutor.

A todos ellos por su inmensa atención y colaboración, brindándonos un poco de su valioso tiempo, conocimientos y material informativo.

A todos ustedes, doctores, muchísimas gracias.

CONTENIDO

	Pág
1. OBJETIVOS	1
1.1. OBJETIVO GENERAL	1
1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	1
2. JUSTIFICACIÓN	2
3. INTRODUCCIÓN	3
4. EL LÁSER EN ODONTOLOGÍA RESTAURATIVA	7
5. LA HISTORIA Y EL DESARROLLO DEL LASER EN LA ODONTOLOGÍA	10
5.1. DESCUBRIMIENTO DEL AMEER	11
5.2. INVESTIGACIONES RECIENTES DEL LÁSER DENTAL	11
6. ASPECTO FÍSICO DEL LÁSER	12
6.1. QUÉ SON LOS FOTONES	13
6.2. ABSORCIÓN Y EMISIÓN DE LOS RAYOS DE LUZ	13
6.3. AMPLIFICACIÓN DEL RAYO DE LUZ Y SIMULACIÓN DE LA EMISIÓN	14
6.4. COMPONENTES DE LÁSER Y GENERACIÓN DE LOS RAYOS	14

6.5. PODER DE DENSIDAD	15
6.6. ENTRADA Y PULSACIÓN	16
6.7. LÁSER: ESTADO SÓLIDO	17
6.8. LÁMPARA FLASH DE PULSACIÓN	17
6.9. ENCENDIDO Q	17
6.10. LÁSERES EN DIODO	18
6.11. LÁSER ARGÓN	18
7. CLASIFICACIÓN	20
7.1. LÁSERS DE BAJA POTENCIA	20
7.2. LÁSERS DE ALTA POTENCIA	21
8. APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER EN ODONTOLOGÍA	24
8.1. LÁSER Y APLICACIONES EN TEJIDOS DUROS	24
8.2. USOS	25
8.2.1. Diagnostico	25
8.2.2. Diagnostico láser de Pulpa de bajo nivel	25
8.2.3. Anestesia Tópica	26
8.2.4. Anestesia Pulpar asistida por láser	26
8.2.5. Curación de gran Intensidad	26
8.2.6. Acondicionamiento de Tejido previo a la operación	27
8.2.7. Desecación láser de caries	27
8.2.8. Coronas y plantel	27
8.2.9. Endodoncia	28
8.2.10. Tejido blando	28
8.2.11. Implantes	29
8.3. VENTAJAS GENERALES	29

9. LÁSER Er: YAG	30
9.1. APLICACIONES EN TEJIDO DURO	33
9.2. CLASIFICACIÓN DEL LÁSER Er : YAG	34
9.2.1. Quirúrgico	34
9.2.2. Sólido	34
9.2.3. Infrarrojo	34
9.3. CARACTERÍSTICAS DEL LÁSER Er : YAG	35
9.3.1. Spray de agua	35
9.4. APLICACIONES DEL LÁSER Er:YAG	36
9.4.1. Odontología Conservadora	36
9.4.2. Eliminación de caries	36
9.4.3. Remoción de composites	37
9.4.4. Grabado del esmalte	37
9.4.5. Acondicionamiento de la dentina para obturación con adhesivos	37
9.5. PACIENTES ESPECIALES	38
 10. EFECTOS DEL LÁSER EN LOS TEJIDOS DUROS	 39
10.1. EFECTOS TÉRMICOS	39
 11. APLICACIONES EN EL TEJIDO DENTAL DURO	 40
11.1. REMOCIÓN DE ESMALTE	40
11.2. REMOCIÓN DE DENTINA	40
11.3. REMOCIÓN DE LESIONES DE CARIES	41
11.4. REMOCIÓN DE MATERIALES DE RELLENO (RESINA COMPUESTA, GIC,...)	42
11.5. SELLADO DE FISURA	42
11.6. MODIFICACIONES DE ESMALTE Y DESTINA	43
11.7. ELIMINACIÓN DE SUSTANCIAS OSEAS	44

12. APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER DE ARGÓN EN ODONTOLOGÍA RESTAURATIVA	45
12.1. APLICACIONES	46
12.2. INTERACCIONES DEL LÁSER DE ARGÓN CON MATERIALES RESTAURATIVOS	46
12.3. DETECCIONES DE CARIES INTERPROXIMAL	49
12.4. ODONTOLOGÍA PREVENTIVA	50
12.5. FOTOPOLIMERIZACIÓN CON LÁSER DE ARGÓN DE RESINAS COMPUESTAS	52
12.6. CONCEPTOS DE LA INTERACCIÓN DEL LÁSER CON EL TEJIDO	53
12.7. PROPIEDADES ÓPTICAS DE TEJIDOS DUROS	53
12.7.1. Esmalte	54
12.7.2. Dentina	56
12.7.3. Hueso	58
12.8. INTERACCIÓN DEL LÁSER CON ESTRUCTURAS BIOLÓGICAS Y NO BIOLÓGICAS	59
12.9. INTERACCIÓN CON ESTRUCTURAS BIOLÓGICAS EN PRESENCIA DEL FLUIDO	60
12.10. PROCESO FÍSICO DEL VAPOR DURANTE LA INTERACCIÓN DEL LÁSER	60
13. BLANQUEAMIENTO DENTAL CON LÁSER	61
13.1. LÁSERES USADOS	62
13.2. MECANISMOS DE ACCIÓN	62
13.3. VENTAJAS	62
13.4. DESVENTAJAS	63
13.5. PRETRATAMIENTO CLÍNICO	63
13.6. PROCEDIMIENTO PARA BLANQUEAMIENTO	63

13.7. RECOMENDACIONES	65
14. LÁSERES MÁS USADOS	66
15. EFECTOS DEL LÁSER SOBRE LA PULPA DENTAL	67
16. EFECTOS DEL LÁSER SOBRE EL ESMALTE	71
17. VENTAJAS	75
17.1. VENTAJAS BIOLÓGICAS DEL LÁSER VS TURBINA	75
18. DESVENTAJAS	77
19. SEGURIDAD EN PRÁCTICA DENTAL CON LÁSER	78
19.1. REGULACIONES, ESTÁNDARES DE SEGURIDAD Y PAUTAS	80
19.2. CLASIFICACIÓN E IDENTIFICACIÓN DE PELIGROS	83
19.2.1. Peligros Oculares	84
19.2.2. Riesgos en los Tejidos	85
19.2.3. Peligros Ambientales	87
19.2.4. Peligro de Combustión	88
19.2.5. Peligros Eléctricos	89
20. CASO CLÍNICO DE RESTAURACIÓN	91
21. CONCLUSIONES	92
22. ANEXOS	96
23. BIBLIOGRAFÍA	100

LISTA DE ANEXOS

¿EL TRATAMIENTO ES DOLOROSO?	96
¿SE PUEDE UTILIZAR EL LÁSER EN NIÑOS?	96
¿ES NECESARIO UTILIZAR ANESTESIA?	96
¿ES MÁS RÁPIDO EL LÁSER?	97
¿ES SEGURA SU UTILIZACIÓN?	97
¿QUÉ OTRAS COSAS PUEDO ESPERAR DEL LÁSER?	97
¿ES COSTOSO EL TRATAMIENTO?	98
¿QUÉ OCURRE SI SE USA UNA DOSIS EXCESIVA?	98
¿LA LLLT TIENE ALGUNA CONTRADICCIÓN?	98
¿QUÉ SUCEDE SI UNO ES IRRADIADO SIN SABER QUE PADECE DE CÁNCER?	99

1. OBJETIVOS

1.1. OBJETIVO GENERAL

Dar a conocer a estudiantes y odontólogos la aplicación clínica del láser en muchos aspectos, ya que esta viene revolucionando el cuidado dental en la medida en que el número de odontólogos adoptando esta nueva tecnología va en aumento.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Difundir los nuevos conocimientos de la tecnología láser.
- Conocer cada uno de los tipos de láser, sus usos y aplicaciones.
- Identificar cada uno de los pasos al realizar una restauración con láser.

2. JUSTIFICACIÓN

Nos interesó este tema ya que al hacer un análisis entre estudiantes y personas vinculadas al gremio odontológico, concluimos que no existe un conocimiento amplio del láser en la odontología.

Basadas en este estudio, queremos transmitirles a todos los nuevos avances, ventajas, usos y toda aquella información que hasta el momento es desconocida.

Este nuevo rumbo odontológico nos muestra una ventana tanto al operador como a todos los pacientes que se sienten incómodos frente a un equipo odontológico.

Este avance tecnológico cambiará el rumbo de la odontología tradicional.

3. INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha venido introduciendo la técnica láser para el tratamiento de las enfermedades bucales y especialmente se investigan, a nivel mundial, las posibilidades de la aplicación de los rayos láser como tratamiento preventivo de la caries dental.

Esta nueva utilización del láser se basa en su posibilidad de modificar las propiedades físicas y químicas del esmalte y la dentina, por medio de la recristalización de sus estructuras y la volatilización de las sustancias orgánicas una vez irradiado, e incluso, cambios en la estructura química del tejido.

El resultado final de estos cambios está dirigido a aumentar la resistencia del tejido a la acción de los ácidos cariogénicos y del análisis de los resultados de diferentes autores, se desprende que el aumento de la resistencia se debe, al parecer, a la conjunción de diversos factores, como son: aumento de la dureza, disminución de la porosidad, disminución de la permeabilidad y la aparición de compuestos químicos más resistentes.

Está descrito, que el mecanismo de interacción de la radiación láser con los tejidos se relaciona con el estado y tipo de tejido en el cual actúa: su densidad, composición, grado de saturación del agua, estado de la superficie, conductividad térmica, capacidad calorífica, micro-estructura, propiedades químicas, ópticas, etcétera, y que además, es necesario tener en cuenta determinados parámetros de la radiación: longitud de onda, potencia, intensidad de la energía, duración y frecuencia del pulso.

Cuando son usados eficaz y éticamente, los láser son una modalidad excepcional de tratamiento para muchas condiciones clínicas que los odontólogos o especialistas dentales tratan en la práctica diaria.

Sin mirar la longitud de onda usada, los láser en odontología ofrecen una variedad de ventajas. Debido a que los láser sellan los vasos sanguíneos, ellos ofrecen un campo de operación seco y excelente visibilidad, reduciendo el tiempo quirúrgico. Además, los láser sellan los vasos linfáticos, lo cual ofrece la mínima inflamación post quirúrgica.

Los láser ofrecen la capacidad de abordar las curvas y pliegues en la cavidad oral, y dependiendo del poder ajustado y el modo de liberación, ellos pueden vaporizar, coagular o cortar tejido.

Con el uso de los láser el dolor se reduce o esta ausente en casi el 90% de los casos, probablemente debido al sellado de las fibras nerviosas. El otro 10% de los pacientes tendrá dolor de varias intensidades y duraciones. Ellos causan reducción en el conteo bacteriano, y en algunas áreas ellos pueden esterilizar el campo también. Por lo tanto, en pacientes con riesgo de bacteremias, el uso de láser puede ser especialmente benéfico.

En la práctica clínica diaria, cuántas veces dejamos de desarrollar o no recomendamos una terapia que es eficaz y que ofrece mejores resultados estéticos debido a que estamos temerosos de que la modalidad del tratamiento y el curso post-quirúrgico no sean aceptables al paciente? Una de las más grandes ventajas del uso del láser en odontología es una alta tasa de aceptación por el paciente. Los pacientes hoy son conscientes del láser y sus ventajas.

La mayoría de usuarios del láser dental reportan un aumento de su consulta y en un aumento de los procedimientos con láser. Cuando son usados ética y eficazmente, ellos incrementan la confianza y la aceptación del paciente en ciertos tratamientos.

Por lo tanto, los pacientes que experimentan mínimo discomfort post-quirúrgico y aprecian el estado del arte de la terapia conducirán a referir nuevos pacientes.

Algunos clínicos están reacios a entrar a este campo excitante debido al tamaño del equipo y del costo. El láser original no fue solamente grande sino también tenía un precio muy alto. El láser sin embargo continuará siendo cada vez más pequeño y menos caro, como los computadores y las calculadoras hoy en día. Los láser son pequeños, de peso ligero, portátiles y altamente cómodos. Uno puede esperar por láser más pequeños y más baratos, pero es posible invertir tan tarde que la tecnología lo habrá cambiado por otro.

El odontólogo ha entrado en un área exitosa de alta tecnología. El láser dental ofrece al odontólogo no solo una ventana, sino una puerta al interior de esta alta tecnología.

4. EL LÁSER EN ODONTOLOGÍA RESTAURATIVA

Es un haz de luz concentrado que transmitido a través de una delgada fibra óptica impacta en forma suave y pulsátil sobre la superficie dentaria.

La luz que se encuentra comúnmente en la naturaleza, está compuesta de varios campos electromagnéticos que viajan en forma desorientada, esto se conoce como luz incoherente.

La luz del láser es emitida en una longitud de onda específica en el campo electromagnético y viaja en un patrón predecible. La palabra LÁSER se deriva de la amplificación de luz mediante la emisión estimulada de radiación (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). El láser es un instrumento que genera un haz de luz colimada, coherente y monocromática.

La energía láser se produce en lo que se conoce como "cavidad láser", que consiste en tres componentes básicos. El primero es el medio activo (la fuente de energía láser) que puede ser sólido, líquido o gaseoso. El medio activo sólido consiste en un cristal cilíndrico láser.

Los cristales típicos láser son el Nd:YAG y el Er:YAG. El medio activo determina la longitud de onda específica de la luz a la cual el láser opera (1.06 μm para el Nd: YAG y 2.94 μm para el Er:YAG). El segundo componente es una fuente de energía incidente que se usa para estimular los átomos del medio activo; lo que se utiliza más comúnmente es una lámpara flash de xenón pulsada a baja presión. El tercer componente es el resonador óptico, dos espejos altamente pulidos, colocados en cada uno de los extremos de la cavidad láser, los cuales re-direccionan la luz incoherente que se escapa del medio activo, produciendo una forma de luz muy brillante, direccional, monocromática (longitud de onda sencilla) y coherente.

Hoy en día el láser se utiliza ampliamente en el campo de la medicina, incluyendo en odontología. La aplicación clínica del láser está, en muchos aspectos, revolucionando el cuidado dental, en la medida en que el número de odontólogos adoptando esta tecnología va en aumento.

Algunas de las ventajas asociadas al creciente aumento del uso de láser entre pacientes y usuarios son por ejemplo: ausencia de sangramiento durante la cirugía, poca o ninguna sutura después de los procedimientos y, generalmente, ausencia de dolor en los tratamientos. Además, el láser da al practicante el poder de llevar a cabo tratamientos que no eran posibles antes con las técnicas dentales clásicas.

Los láser se utilizan en muchas condiciones clínicas tales como: tratamiento de caries, corte de tejido blando, coagulación, tratamiento de conducto, contorneado menor en tejido blando, exposición para implantes, esterilización y en una amplia variedad de otras condiciones.

El tipo de procedimiento que puede realizarse con un láser depende del tipo de láser, y especialmente de la longitud de onda que posea. Idealmente, el practicante preferirá usar un solo láser para todas las aplicaciones. Desafortunadamente esto no es posible y existen muchos tipos diferentes de láser dentales. Los más populares son: Nd:YAG, CO₂, y Er:YAG. Los dos primeros se han utilizado principalmente en tejidos dentales blandos, y el último Er:YAG, en tejidos dentales duros.

5. LA HISTORIA Y EL DESARROLLO DEL LASER EN LA ODONTOLOGÍA

La luz ha sido utilizada como agente terapéutico por muchos siglos. En la Antigua Grecia el sol era utilizado en la Helioterapia, es decir la exposición del cuerpo al sol para tratar el Raquitismo, el Cáncer de Piel, inclusive la Psicosis.

En 1903 un físico danés llamado Niels Finsen, desarrolló una técnica conocida como fototerapia de Carbono para el tratamiento del Lupus que utilizó el uso del rayo ultravioleta.

El uso más reciente de la foto quimioterapia data de 1400 antes de Cristo, los indígenas utilizaron una droga llamada psolarens obtenida de las plantas para tratar Vitiligo. Una loción era aplicada en la Piel, la cual era expuesta a la luz solar.

En 1974 se descubrió que psolarens combinada con la exposición a rayos ultravioletas era efectiva para el tratamiento del Vitiligo.

5.1. DESCUBRIMIENTO DEL AMEER

El primer láser, o AMEER como fue llamado inicialmente, fue desarrollado por Teodor Maiman en 1960, "AMEER" es el término más familiar del Láser que, quiere decir "amplificación de microondas por emisión estimulada de radiación", que describe el principio básico de la operación Láser. De acuerdo a Goldman, estos principios fueron reportados en 1958 por Schawlow y Townes, pero el premio Nobel por el desarrollo del Láser fue otorgado a Townes, Basov y Prokhorov en 1964.

El crédito por el desarrollo de la teoría por la emisión de radiación espontánea y estimulada se le da a Einstein por la teoría cuántica que se publicó en 1916.

5.2. INVESTIGACIONES RECIENTES DEL LÁSER DENTAL

El primer Láser construido por Mainman era un Láser de Rubí, el cual emitía luz de 0.694 micras de longitud de onda. Las investigaciones recientes del Láser fueron perfeccionadas por el Láser de Rubí, Los investigadores dentales se enfocaron en el Láser 10 años antes.

6. ASPECTO FÍSICO DEL LÁSER

Cuando el Láser quirúrgico es usado en tejidos suaves, los pacientes experimentan poco sangrado y expresan su inconformidad con la cirugía tradicional.

Además, con el Láser se presentará menos daño termino colateral. Porque de estas otras ventajas se benefician muchos profesionales (odontólogos) con técnicas en acero frío y dispositivos con láser quirúrgicos. Algunos tipos de láser son usados para efectuar procedimientos en material odontológico y algunos son utilizados para la medición de fluidos sanguíneos (Láser Doppler). Investigaciones con ciertos sistemas de Láser pueden detectar caries espectrográficamente y los nuevos sistemas tienden hacia el tratamiento en tejidos duros.

Los Láser son instrumentos únicos y versátiles para dichos tratamientos. Poseen propiedades como coherencia y monocromaticidad que son generados a alta energía en un proceso que ocurre dentro de la cavidad óptica. (Maiman, 1.960). El rayo Láser es proyectado desde esa cavidad hacia el tejido del paciente clínico deseado.

6.1. QUÉ SON LOS FOTONES

Las unidades básicas de la luz son llamados fotones. También son partículas que viajan a través del espacio a 186.000 millas por segundo. De otro lado, los fotones se comportan como las ondas del sonido. Un rayo de luz puede ser descrito como una onda electromagnética con un campo de electricidad oscilando de arriba hacia abajo.

La energía electromagnética es clasificada como rayos cósmicos, rayos gamma, rayos x, luces, microondas, ondas radiales. La luz puede ser ultravioleta visible.

La mayoría de los láser clínicos utilizan longitudes de onda. La longitud de onda de rayo ultravioleta es más energética que la longitud de onda infrarroja.

6.2. ABSORCIÓN Y EMISIÓN DE LOS RAYOS DE LUZ

Cuando los rayos de luz encuentran la materia, pueden ser reflejados, esparcidos o absorbidos. Si un fotón es absorbido esta energía no es destruida, pero es usado para incrementar el nivel de energía de absorción del átomo o molécula. Esto es lo mismo, tanto para los láser científicos como para los que interactúan en los tejidos.

6.3. AMPLIFICACIÓN DEL RAYO DE LUZ Y SIMULACIÓN DE LA EMISIÓN

El proceso de iluminación ocurre cuando un átomo excitado puede simular emitir un fotón antes de que ocurra el proceso espontáneamente. Cuando un fotón cargado positivamente entra en el campo electromagnético de un átomo excitado, el fotón cede al electrón su energía.

La simulación en la emisión solo puede ocurrir donde el nuevo fotón tiene la misma energía que el fotón reemplazado.

6.4. COMPONENTES DE LÁSER Y GENERACIÓN DE LOS RAYOS

Los componentes de un láser son actualmente bastante simples. Incluye una cavidad óptica y un sistema de enfriamiento.

Con el fin de contener y amplificar la reacción del fotón, se hace una simulación de la emisión en una población de átomos excitados, esto también es necesario paralelos localizados a uno u otro lado del Láser. De tal manera que los fotones saltan hacia los espejos y entran para liberar los otros fotones. Surge entonces una forma de energía continua que lleva los átomos al estado excitado. Esto puede ser conservado a una alta intensidad de circulación, con ayuda de los espejos.

Los fotones están en forma perpendicular con respecto a los espejos. Debido a que el proceso no es 100% efectivo, alguna energía es convertida en calor. Uno de los espejos es totalmente reflectivo y el otro espejo es parcialmente transmisor. La luz que escapa a través del espejo 1 se convierte en un rayo de Láser. Si nuestra circulación de potencia es 1000W y espejo 1 actúa al 10% como transmisor, y la potencia que regresa al espejo 1 es 900W, y los rayos de luz quedan en 100W. Alrededor de todo este proceso hay una potencia de 1000W.

El contenido activo y homogéneo de la población de átomos o moléculas es llevado al estado excitado y estimulado por el Láser. La exactitud en los átomos o moléculas determinan la longitud de onda de salida del rayo de luz. Esto último es suspendido en la cavidad óptica como un gas, un líquido distribuido en estado sólido. De tal manera pues, que la simulación de emisión en la cavidad óptica genera rayos de luz monocromáticas. El Láser es denominado según el contenido de activos y por su estado de expansión, así como el láser con Argón ó el láser con CO_2 .

6.5. PODER DE DENSIDAD

El poder de densidad es simplemente la concentración de fotones por unidad de área: la concentración de fotones es medida en Watts y el área en cm^2 por lo tanto: $\text{PD} = \text{W}/\text{cm}^2$.

El poder de densidad puede incrementarse significativamente debido a la localización de los lentes en la trayectoria del rayo. El tamaño y forma de los lentes determinan la longitud focal y el tamaño del spot actúa como un punto de foco. El láser nunca deberá ubicarse dentro de tejido porque podría conducir a un daño térmico y efectos nocivos en el tejido.

6.6. ENTRADA Y PULSACIÓN

Los láser quirúrgicos han sido bien aceptados debido a sus características mecánicas digitales. El sistema de apertura y cerrado es controlado por un circuito, el tiempo de secuencia es activado cuando el usuario lo activa por medio de un pedal o presiona un botón manual. Algunas pulsaciones pueden tener duraciones de 0.05, 0.1, 0.1, 0.5 y 1.0 segundos y el obturador puede permanecer abierto. Usualmente la duración de pulsación puede tener intervalos de tiempo que están a consideración del usuario.

La mayoría de los láser actúan a 1 de julio por pulsación. Aquí es usada la unidad: milésima de Julio.

1J=1000mJ (milijulios).

Un concepto similar de densidad de poder es densidad de energía. Esto simplemente es el almacenamiento de energía por unidad de área.

6.7. LÁSER: ESTADO SÓLIDO

Es un láser de gas CO_2 combinado con N_2 se puede observar una dispersión de dicho gas en la cavidad óptica. En estado sólido los láser se asemejan a un haz cristalino. En el pasado el láser YAG fue usado para procedimientos muy especiales YAG (Nd: YAG). Sin embargo tres tipos láser YAG han sido usados en investigaciones destinadas a la aplicación dental.

6.8. LÁMPARA FLASH DE PULSACIÓN

Un sistema popular de pulsación es utilizado en odontología es el láser YAG (Neodymium, Erolium y Holmium). En éstos sistemas es usada una lámpara de encendido rápido como sistema principal. Como la pulsación con el CO_2 se realiza a una alta potencia, la energía hace que la pulsación sea corta. La duración de pulsación de la lámpara rápida es de 0.1 a 0.8m de segundos (1000 a 800 μ segundos) que a su vez determinan la salida de la pulsación.

6.9. ENCENDIDO Q

Con éste sistema se logra una corta duración de pulsación. Un simple accionamiento del espejo rotatorio de la cavidad óptica determina éste movimiento. Solo cuando el espejo rotatorio esta precisamente alineado con la salida del espejo es posible la pulsación.

6.10. LÁSERES EN DIODO

Existen muchas clases de láseres con rayos en estado sólido. En este momento sólo se están haciendo investigaciones pero apenas se está introduciendo en el mercado. Sin embargo su tamaño pequeño promete un bajo costo para el uso en odontología.

6.11. LÁSER ARGÓN

El láser con argón es uno de los gases raros, cuyas diversas y continuas salidas son visiblemente verdes y algo azules con el espectro. Estos sistemas han sido aplicados en la excitación de tejidos, también para hacer diagnósticos y mediciones en materiales destinados a ciertos procesos como la polimerización.

La cirugía con láser de argón es más usada en el tratamiento de desórdenes vasculares para seleccionar la absorción de hemoglobina, especialmente con el espectro verde.

El gas argón es ionizado. El argón molecular es inerte, pero cuando está ionizado puede descargar mucha energía. Dentro de un tubo al vacío, a una alta descarga de voltios debido a la ionización del gas, el voltaje de la corriente incrementa y excita los iones de argón. Externamente a éstos se crea

un campo magnético que contiene la acción en cada extremo del tubo, provienen de la cavidad óptica.

Se da una gran distribución de energía de argón ionizado, debido a la baja eficiencia una gran distribución de calor es producida. También hay una corta longitud de onda en verde y azul. Tal vez es posible que el foco del rayo de argón sea extremadamente pequeño. El láser con un micro rayo es un dispositivo que se utiliza en la abrasión de genes en los cromosomas.

Los beneficios del láser Argón para los pacientes y los doctores son numerosos. El estrés es reducido para el odontólogo que puede enfrentar situaciones clínicas con confianza. Debido a que los pacientes experimentan menos dolor y sanaciones más rápidas, el estrés de ellos también se reduce. El cuidado del paciente es elevado a su más alto nivel posible. El láser es usado para cada restauración de curado por luz, para virtualmente cada corona y procedimiento de puente y para todo tratamiento de tejido blando.

7. CLASIFICACIÓN

Existen muchos y diversos tipos de láser que pueden ser clasificados en dos grandes grupos:

- a. Los láser de baja densidad de potencia o LLLT.
- b. Los láser de alta densidad de potencia o quirúrgicos.

Al primer grupo podemos dividirlo en:

- a. láser de baja potencia terapéuticos.
- b. láser de baja potencia para diagnóstico.

Al segundo grupo podemos organizarlo según su campo de aplicación en:

- a. láser quirúrgicos para tejidos blandos.
- b. láser quirúrgicos para tejidos duros.
- c. láser quirúrgicos para foto polimerización.

7.1. LÁSERS DE BAJA POTENCIA

Los láser de baja potencia son aquellos que no atentan contra la vida celular, son aparatos pequeños y fácilmente transportables.

Tienen un efecto analgésico, antiinflamatorio y bioestimulante a través de un incremento del trofismo celular y de la microcirculación local, acelerando la velocidad de cicatrización de heridas, así como la reducción de edemas e inflamación postoperatoria .

Sus principales aplicaciones son: en hipersensibilidad dentinaria, lesiones aftosas y herpéticas, neuralgia del trigémino, disfunción de ATM, parálisis facial, lesiones periapicales, bioestimulación ósea, etc. Ejemplos de láser de baja potencia son los de Ge AL AS, Ga AS y de He Ne.

7.2. LÁSERS DE ALTA POTENCIA

Los láser de alta potencia o quirúrgicos están representados por una amplia variedad de emisores con distintas longitudes de onda, y por ende, son distintos efectos sobre los tejidos y con diferentes áreas de aplicación .

Podemos mencionar a los láser de CO₂, Nd:YAG, Ho:YAG etc. Para su utilización en tejidos blandos, el mas indicado es el láser de CO₂ por su gran capacidad de corte y coagulación dado por su alta absorción en agua .

El láser de Nd:YAG, presentado en Japón en 1974, es el láser coagulador por excelencia. No es absorbido por el agua, por lo que su indicación precisa son las lesiones vasculares y sobre tejidos pigmentados; no obstante, este equipo

es gradualmente reemplazado por modernos aparatos de diodos de estado sólido y compactos con funciones similares.

Estos láser generan, al interactuar con los tejidos duros, un importante y nocivo aumento de temperatura, irradiado a los tejidos subyacentes. A nivel microscópico este efecto se traduce en la aparición de grietas y fisuras inducidas por el calentamiento, a lo que se agrega el sellado u obliteración de los canalículos dentinarios.

No obstante, se demostró que la acción del láser de CO_2 en fosas y fisuras aumenta la resistencia al ataque ácido, reduciendo la permeabilidad del esmalte, lo cual juega un papel importante en la Odontología preventiva.

Los primeros en conseguir un efecto en el tejido dentario sin generación excesiva de calor fueron los alemanes Hibst y Kéller en la Universidad de Ulm, con láser de Er:YAG. Dicha termoablación obedece a la gran absorción del erbio por parte de agua intersticial de los tejidos y por los cristales de Hidroxiapatita. Esto lo convierte en el láser de elección para operatoria dental. Sin embargo, todos los láser quirúrgicos mencionados tienen un importante efecto antibacteriano, lo cual garantiza un procedimiento quirúrgico prácticamente estéril. Importantes aplicaciones con respecto a dicho efecto bactericida se han hallado en Endodoncia aplicando láser de Nd:YAG, diodos,

u Ho:YAG en el interior del conducto radicular a través de delgadas fibras ópticas.

Con respecto al láser de Argot, su indicación principal es la foto polimerización de resinas compuestas con una disminución del 75% del tiempo de curado que necesita una lámpara de luz halógena convencional y consiguiendo un incremento de las propiedades físicas de las resinas y un aumento en la fuerza de adhesión de las mismas a las paredes cavitarias.

8. APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER EN ODONTOLOGÍA

8.1. LÁSER Y APLICACIONES EN TEJIDOS DUROS

Las aplicaciones clínicas del Láser en USA, habían estado limitadas a los Tejidos Blandos. La administración de comidas y drogas servían como cuerpo regulador para permitir el mercadeo de láser para propósitos específicos en las profesiones dentales y medicas.

A la fecha, solamente un limitado numero de investigaciones han sido aprobadas con el propósito de reunir información necesaria para asegurar la eficacia de la aplicación del Láser a Tejidos Duros.

Las practicas de Odontología en USA son generalmente reguladas por licencias dentales estatales o agencias de gobierno locales. Fuera de USA, las aplicaciones clínicas del Láser a Tejidos Duros están tomando lugar, siempre y cuando sean permitidas. El Odontólogo esta entonces obligado a reconocer las restricciones que aplican para sus circunstancias particulares. Numerosas aplicaciones de láser a los Tejidos duros son comunes en practicas o han sido desarrolladas con nuevas longitudes de onda.

Suficientes investigaciones existen para predecir que los sistemas del Láser corrientes tales como Erbium YAG, Holmium YAG, Nd:YAG, pueden llegar a reemplazar la fresa para numerosos oficios.

La lista de aplicaciones potenciales clínicas de los láser a los Tejidos Dentales duros incluyen, pero no están limitadas, a las siguientes:

Detección, prevención, y promoción de Caries, cortes de Esmalte, Dentina y Hueso, Osteoplastia y Osteotomía. Los usos terapéuticos del Láser pueden ser benéficos en todos los aspectos de la Odontología, especialmente Endodoncia, Cirugía Oral, Periodoncia y Odontología restaurativa .

8.2. USOS

8.2.1. Diagnostico. La transluminación láser puede detectar rápidamente caries y dientes fisurados.

8.2.2. Diagnostico láser de Pulpa de bajo nivel. Usando la fibra de 300 micrones, con menos de 400 miliwatios de potencia, es posible diagnosticar el grado de Hipenemia pulpa presente. Se puede evaluar el grado de Hyperemia Pulpar con la aplicación del láser en los ápices de dientes sospechados,

permitiendo de este modo que el profesional determine que la Pulpitis es reversible o irreversible.

8.2.3. Anestesia Tópica. Previamente a las inyecciones, el láser puede ser usado en "no contacto", a unos 3mm de punto focal y menos de 600 mili vatios de potencia, para pintar áreas a ser anestesiadas; normalmente para inyecciones al Paladar .

8.2.4. Anestesia Pulpar asistida por láser. Para aquellos dientes que desafían sus mejores intentos de anestesia, el láser puede ser muy útil. Los parámetros son: entre 0,4 a 1 Watt de potencia, fibra de 300 micrones y un punto focal de 3 a 5 mm. Incluso es necesario empezar a niveles de energía menores y gradualmente aumentados. La experiencia demuestra que un tiempo total es de 1,5 a 2,5 minutos, es necesario.

8.2.5. Curación de gran Intensidad. El láser ayuda de tres maneras: Fluorescencia, acceso y control. El uso del láser para fluorescer la estructura dental, le permite curaciones que minimizan la pérdida volumétrica fuera de los márgenes. La fibra de 300 micrones permite un acceso controlado, imposible mediante otras técnicas. Con la curación láser no hay márgenes gingivales sin curar .

El láser es más rápido y mejor que la luz de curado tradicional. La fluorescencia del láser, el acceso y las posibilidades de control, han permitido el desarrollo de numerosas técnicas inimaginables hasta el momento. Con el corte regular de la fibra de 300 micrones, el Odontólogo se asegura potencia de curación total todo el tiempo.

8.2.6. Acondicionamiento de Tejido previo a la operación. Usando el láser en "no contacto" a menos de 1,5W, previamente al uso de cualquier instrumento rotativo o abrasión con aire en gingival, disminuye o elimina el sangrado gingival.

8.2.7. Desecación láser de caries. Particularmente, mientras se usa abrasión con aire, el láser puede ser usado a baja potencia, 0,6 hasta 0.8 W, para secar la dentina cariada y ayudar en su remoción.

8.2.8. Coronas y plantel. En el trabajo con coronas y puentes, el láser puede ser usado para solidificar la resina reforzada Ribbond, para cualquier volumen de reconstrucción. Utilice foto coagulación antes de finalizar las áreas del preparado que puedan estar en contacto con la gingiva. El láser de Argón es excelente en la ayuda para la coagulación. La mayor parte del tiempo el trabajo se realiza en "no contacto". Cuando el cavado láser por contacto se realiza antes de la toma de impresión; las impresiones son secas, limpias y

nítidas. No se necesita un cordón de relleno. El uso del láser ha reducido significativamente la necesidad de retomar impresiones o de rehacer coronas. Debido a que el argot es efectivo en presencia de agua, es fácil el control del "plume" (olor). Los tejidos son mantenidos fríos, de tal manera que la recuperación es rápida y segura. El paciente se da cuenta y agradece la diferencia, se desarrolla un protocolo para una "láser cured photocore" temporal, que es fabricado directamente en el diente, eliminando la mayoría de los problemas asociados con temporalización. Esta resina para láser curing parcialmente llenada es mas fuerte, más fácil de terminar y es tolerada muy bien por los pacientes. Ella virtualmente elimina la recementación de temporales.

8.2.9. Endodoncia. Con el láser la visibilidad de un conducto no tiene paralelo, las fisuras son fácilmente rastreadas, la gutapercha puede ser calentada rápida y seguramente y la presencia bacteriana puede ser reducida casi instantáneamente. Las propiedades coagulantes del láser de Argón lo hacen un aliado sin par en una endocirugía.

8.2.10. Tejido blando. Las aftas virales responden bien al láser en baja potencia (un watt o menos). El láser hace que la remoción de fibroma sea rápida, sin trauma y sin sangrado. La recuperación es rápida e indolora. Las

fenotomías con el láser no son tan indoloras, debido a que el área de tejido involucrado es significativamente mayor

8.2.11. Implantes. Debido a que el láser de Argón no reacciona con metales o el hueso, tiene una buena capacidad hemostática, es ideal para las etapas 1 y 2 de la implantación. No hay arqueado hacia el metal y tampoco degradación del hueso.

8.3. VENTAJAS GENERALES

Las cirugías con láser se desarrollan en campo seco y limpio, libre de microorganismos, con incisiones claras y nítidas y con menor necesidad de anestésicos. Generalmente no es necesaria la sutura. Los postoperatorios no presentan dolor, con mínimo o ausencia de edema e inflamación, con una cicatrización más rápida y sin retracción posterior .

En cuanto los tejidos duros, las ventajas biológicas son un gran respeto por las estructuras dentarias sanas, con un incremento en el sellado marginal, lo cual nos evita la filtración marginal, y sin posibilidad recidivas por presencia de restos bacterianos en el piso cavitario, mayor eficiencia en la práctica y mejores logros estéticos. Prácticamente no se necesita anestesia, con lo cual pueden tratarse varios cuadrantes en una sesión

9. LÁSER Er: YAG



Todos los odontólogos son entrenados para seguir el sistema de G.V. Black. Uno de los inconvenientes de este sistema es que fue diseñado para el material de relleno de su época. Por lo tanto, era necesario siempre el cortar la dentina, sin importar el tamaño de la caries. Era igualmente necesario cortar un espacio proximal grande y ensanchar un istmo de una mitad del ancho del espacio proximal. Eran necesarios estos pasos para colocar la amalgama, pero debilitaba severamente el diente.

Los compuestos y adhesivos modernos están cambiando la odontología restaurativa. La nueva tendencia puede denominarse el sistema "menos es más". A mayor estructura del diente existente después de hecha una preparación, más fuerte estará dicho diente y menos propenso a posterior destrucción o fractura cariada. Estos es lo que hace que la precisa preparación de una cavidad con rayo láser tenga sentido. Hoy en día, el láser Er: YAG es para los tejidos dentales duros lo más cercano que un odontólogo puede estar de un procedimiento restaurativo no invasivo.

La aplicación de láser para taladrar tejidos dentales duros, ha estado siendo investigada desde el temprano desarrollo de los láseres a principio de los 60. El problema de la aplicabilidad láser en odontología involucra un proceso relativamente difícil de los tejidos dentales duros. El esmalte y la dentina son materiales que consisten en cristales de apatita y componentes orgánicos con

diferentes propiedades ópticas y materiales. Para quitarlos se requieren densidades de energía por encima de un cierto umbral.

El láser pulsado ER : YAG (erbium) ($2.94 \mu\text{m}$) opera en el así llamado modo termo-mecánico. La longitud de onda del láser erbium coincide con el pico principal de absorción del agua y es absorbido altamente por hidróxido de apatita. Este es el secreto para el efecto eficiente y de ablación, térmicamente no invasivo en los tejidos dentales humanos duros. El efecto es producido por una vaporización selectiva del agua que rebota en la dentina y esmalte.

La expansión del agua genera alta presión, ocasionando la remoción del tejido dental duro, por las así llamadas micro-explosiones. El hidróxido de apatita no se derrite durante la ablación porque casi toda la energía es usada por la evaporación del agua.

Debido a contenidos diferentes de agua en los tejidos, la remoción en la dentina cariada es mayor que en la dentina sana (conduciendo a una escogencia de taladro no-invasivo), y es más fuerte en la dentina que en el esmalte. Debido a la preparación libre de contacto, el dentista puede lograr

¹ Es la absorción por parte del láser de las partículas de agua intersticial de los tejidos del esmalte y la dentina

efectos de eliminación muy buenos con una alta reducción de sensación de dolor.

9.1. APLICACIONES EN TEJIDO DURO

El proceso de ablación selectiva en tejido duro realizada por el láser de Erbio, se basa en su predilección por el agua. Aprovechando la humectación del spray de agua incorporado a la pieza de mano y el alto contenido acuoso de las caries, este sistema permite preservar tejido sano y retirar, gradual y controladamente, caries de todo tipo y profundidad sin el uso de anestesia.

A diferencia de los láser de CO₂, se considera al láser de Erbio como una "luz fría", no existiendo compromisos pulpaes por aumento de temperatura. Gracias a su intensidad regulable, permite también realizar ablaciones de esmalte, dentina, resinas y preparaciones microporosas que reemplazan el uso del grabado ácido.

A diferencia de un tratamiento con fresa convencional, el sistema láser permite el trabajo simultáneo en diferentes cuadrantes en la misma visita, con la consecuente mejora en tiempo y productividad, tanto para el profesional como para el paciente.

Al no producir vibraciones, ni ruidos agudos y no requerir el uso de anestésicos, este tipo de láser representa la mayor atracción para todos los pacientes que buscan un tratamiento silencioso e indoloro.

9.2. CLASIFICACIÓN DEL LÁSER Er : YAG

Siguiendo las clasificaciones en cuanto a medidas de seguridad se refiere, tanto europeas (ISO) como americanas (ANSI) es un láser de clase 4. Atendiendo a su posible clasificación por aplicaciones clínicas, medio activo y longitud de onda:

9.2.1. Quirúrgico. Cuando interacciona con la materia produce un efecto fotoablativo (fototérmico, termoablativo), que es la base de su aplicación clínica.

9.2.2. Sólido. En la cavidad de resonancia, posee un elemento sólido. Es un cristal sintético, un granate (G = Granate, nombre genérico de los sólidos cristalizados en el sistema cúbico) formado por itrio (Y = Itrio) y aluminio (Al = Aluminio), contaminado por erbio (Er = Erblio).

9.2.3. Infrarrojo. Emite con una longitud de onda de 2940 nanómetros.

9.3. CARACTERÍSTICAS DEL LÁSER Er : YAG

Se trata de una unidad que emite en forma pulsada, con pulsos de una duración de 250 microsegundos, que se puede ajustar a frecuencias de disparos entre 1 y 15 hertz y con una potencia de salida máxima de 500 milijoules. La energía se transmite hasta la pieza de mano mediante una fibra óptica.

Existen diferentes piezas de mano, una convencional (parecida a una turbina sin fresa), otra para endodoncia y otra para periodoncia. Tanto la pieza de mano convencional como la pieza de mano de periodoncia, poseen un atomizador (spray) de agua. Dado que la luz láser emitida no es visible (infrarroja), conjuntamente con el láser de Er : YAG discurre otro láser visible. Se trata de un láser de He – Ne (635 nanómetros) que emite una luz de color rojo brillante, y que nos permite dirigir la luz no visible hasta la zona diana.

9.3.1. Spray de agua. El atomizador de agua deposita una mínima película de agua sobre la zona de trabajo, y gracias a su gran absorción de la luz láser de Er : YAG, cuando la energía llega a la zona diana, ésta es absorbida por el agua, favoreciendo los fenómenos ablativos, evitando el posible aumento térmico lateral, y evitando la desecación de los tejidos duros, como por ejemplo la dentina o el hueso.

9.4. APLICACIONES DEL LÁSER Er:YAG

9.4.1. Odontología Conservadora. Lo primero que llama la atención, en los tratamientos de odontología conservadora, es que no suele ser necesario utilizar soluciones anestésicas. En la literatura se citan valores de hasta un 90% de tratamientos sin anestesia, mientras que en nuestra experiencia es de aproximadamente un 75%. Es muy importante utilizar el spray de agua, tanto para minimizar la sensación dolorosa como para favorecer la ablación.

9.4.2. Eliminación de caries. Cabe destacar que debido a la pobre absorción de los láser infrarrojos sobre el esmalte dental, en nuestro criterio, es preferible iniciar los tratamientos utilizando material rotatorio convencional, y si no estamos utilizando anestesia, utilizar el láser de Er:YAG cuando el paciente refiera alguna molestia. Esto no quiere decir que no se pueda eliminar el esmalte utilizando sólo láser de Er:YAG, lo que queremos aclarar es que se trata de un procedimiento relativamente lento que puede, sin anestesia, efectuarse con el material rotatorio convencional sin que el paciente note dolor, en la mayoría de los casos.

Aconsejamos la utilización del dique de goma. Si la obturación que vamos a realizar tiene compromiso estético, antes de remover la lesión cariosa, es preferible utilizar el material rotatorio para hacer un bisel, que luego grabaremos con ácido ortofosfórico.

La remoción del tejido cariado debe comprobarse con la utilización de una sonda. El sonido del impacto sobre dentina sana es más mate que sobre dentina blanda, y aún sin anestesia, no es difícil llegar hasta la pulpa cuando se trata de una gran cavidad.

9.4.3. Remoción de composites. La eliminación de materiales antiguos de obturación, tales como composites, ionómeros y silicatos, es posible con la utilización del láser de Er:YAG. Para materiales como la amalgama de plata, incrustaciones metálicas etc., la gran reflexión de energía que se produce en su superficie, contraindica su utilización.

9.4.4. Grabado del esmalte. La textura rugosa que queda en el esmalte irradiado con láser de Er:YAG, y debido al aumento de superficie que ello supone, incrementa la fuerza de adhesión de los materiales de obturación. Si bien, esta fuerza es inferior a la que se obtiene con la utilización del ácido ortofosfórico, se obtienen valores suficientes (del 70 al 90%) para asegurar un buen sellado de la cavidad.

9.4.5. Acondicionamiento de la dentina para obturación con adhesivos. La dentina preparada con láser de Er:YAG, ofrece mayores fuerzas de adhesión que si se prepara la superficie con el material rotatorio convencional. Cuando se observa la dentina irradiada a microscopía electrónica de barrido, se aprecia

una gran rugosidad, lo que favorece un mayor anclaje de las resinas de obturación.

9.5. PACIENTES ESPECIALES

Las ventajas que puede ofrecer la utilización del láser de Er:YAG en cuanto a la no utilización de anestesia, supone una alternativa de tratamiento de primera elección en un gran número de pacientes especiales. Los pacientes que están anticoagulados, a menudo presentan problemas locales postinyección de soluciones anestésicas. Otros, debido a problemas cardíacos, o porque toman gran variedad de fármacos, aceptan de muy buen grado que no se les administre anestesia para determinados tratamientos conservadores.

10. EFECTOS DEL LÁSER EN LOS TEJIDOS DUROS

10.1. EFECTOS TÉRMICOS

Es bien sabido que los efectos del láser en odontología producen una vaporización térmica del tejido por absorción de los rayos láser. La energía del láser es convertida en energía térmica o gran cantidad de calor, que destruye los tejidos. Los rayos del láser actúan sobre la superficie del tejido y ésta absorción conlleva a un calentamiento de 45°C a 60°C. A los 60°C la coagulación y muerte de los tejidos puede ser observada, acompañada por una disecación del tejido. A 100°C el agua entra en forma de vapor a los tejidos. La absorción de la energía del láser se incrementa rápidamente. La carbonización y posterior pirólisis a una temperatura mayor de 300°C termina por causar efectos térmicos en el tejido.

11. APLICACIONES EN EL TEJIDO DENTAL DURO

11.1. REMOCIÓN DE ESMALTE

Parámetros del tratamiento

ENERGÍA: 260 – 400 mJ

FRECUENCIA: 8 – 14 Hz

El esmalte tiene un contenido relativamente bajo tanto orgánico (2 vol. %) como de agua (<8 vol. %). Las densidades de energía requeridas para remoción de esmalte son por tanto mayores que las que se necesitan para remover dentina. Debido a la alta absorción de la luz láser Er: YAG en el agua es posible también; quitando el esmalte superficial con el láser. Se debe utilizar enfriamiento por rociado de agua durante la ablación, para prevenir desplazamiento y daño térmico en el tejido dental duro.

11.2. REMOCIÓN DE DENTINA

Parámetros del tratamiento

ENERGÍA: 200 – 340 mJ

FRECUENCIA: 5 – 10 Hz

La cantidad de agua (25 vol. %) y el contenido orgánico (30 vol. %) que posee la dentina es mayor que el esmalte, de ahí que la eficiencia de que la luz láser sea más alta. Las energías que se necesitan para eliminar la misma

cantidad de tejido resultan por tanto menores que en el esmalte. El uso de enfriamiento con agua rociada durante la ablación debe ser aún más estricto que cuando se haga remoción de esmalte.

11.3. REMOCIÓN DE LESIONES DE CARIES

Parámetros del tratamiento

ENERGÍA: 200 – 340 Mj

FRECUENCIA: 5 – 10 Hz

Debido a la desmineralización y alto contenido orgánico en una lesión de caries en dentina o esmalte, el láser es más efectivo en la eliminación de tejidos dentales duros cariados que en los sanos. Por lo tanto, la caries se quita más rápidamente que el esmalte cercano a la ablación seleccionada.

Cuando se pueda observar la superficie de la dentina, la preparación se ha completado. Se recomienda también el enfriamiento por agua para prevenir el desplazamiento de calor en las capas adyacentes y el efecto térmico sobre el tejido de la pulpa.

El relleno con compuesto puede hacerse después de la preparación láser, sin material de revestimiento, con técnica adhesiva en las cavidades poco profundas. En las cavidades más profundas recomendamos el revestimiento de la aplicación del relleno compuesto.

11.4. REMOCIÓN DE MATERIALES DE RELLENO (RESINA COMPUESTA, GIC,...)

Parámetros de l tratamiento

ENERGIA: 260 – 340 Mj

FRECUENCIA: 5 – 10 Hz

Todos los materiales estéticos de relleno plástico pueden eliminarse con luz láser, no así los rellenos de amalgama. La energía láser remueve los compuestos de resina, cementos de cristal y cemento de fosfato por el mismo mecanismo de micro explosiones como con el tejido dental duro o lesiones de caries. Se recomiendan el uso de enfriamiento por rociado de agua durante la iluminación láser para evitar el desplazamiento de calor y el recalentamiento del material y su carbonización.

11.5. SELLADO DE FISURA

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 60 – 160 mJ

FRECUENCIA: 5 – 10 Hz

El procedimiento de sellado de una fisura puede llevarse a cabo en la forma convencional solamente en la superficie oclusiva del diente decidió o del diente permanente; si hubiera alguna caries incipiente o los orificios tuviesen coloración debe utilizarse láser para eliminar las partes defectuosas antes del sellado de fisura (ablación selectiva). La eliminación de despojo orgánico en la fisura puede lograrse con energías más bajas (<100 mJ) y el tejido sano se

preserva intacto. La superficie sana del esmalte también se afecta con energías altas (>100 mJ) y se obtiene la superficie retentiva. La pieza de mano está alrededor de 1.5 cm de distancia de la superficie y el rayo apuntador (rojo) se observa en la fisura sobre la superficie oclusiva. Las partes a eliminarse o esterilizarse, se ilumina de unos 10 a 50 segundos mediante el movimiento del rayo láser a lo largo de la fisura en la superficie oclusiva. No se requiere abrasión con ácido y el material de sellado debe aplicarse inmediatamente después de enjuagarse y secarse la superficie.

11.6. MODIFICACIONES DE ESMALTE Y DENTINA

Parámetros del tratamiento

ENERGÍA: <200 mJ FRECUENCIA: 10 Hz

El efecto de ablación de la luz láser Er: YAG en esmalte y dentina sanos, puede usarse también para modificar las superficies dentales. La modificación de la superficie se logra a energía por debajo de 150 mJ para el esmalte, y por debajo de 100 mJ para dentina. La superficie se expone por unos pocos disparos mientras el rayo láser es movido continuamente a través del área tratada. La modificación de la superficie por el láser produce una buena adhesión del material de relleno, eliminando la necesidad de abrasión con ácido. No se requiere enfriamiento por rociado de agua cuando solamente se realiza modificación superficial. Después de la modificación limpiar la superficie

con agua oxigenada al 3%, secar con aire y después aplicar el material adhesivo y el compuesto.

11.7. ELIMINACIÓN DE SUSTANCIAS OSEAS

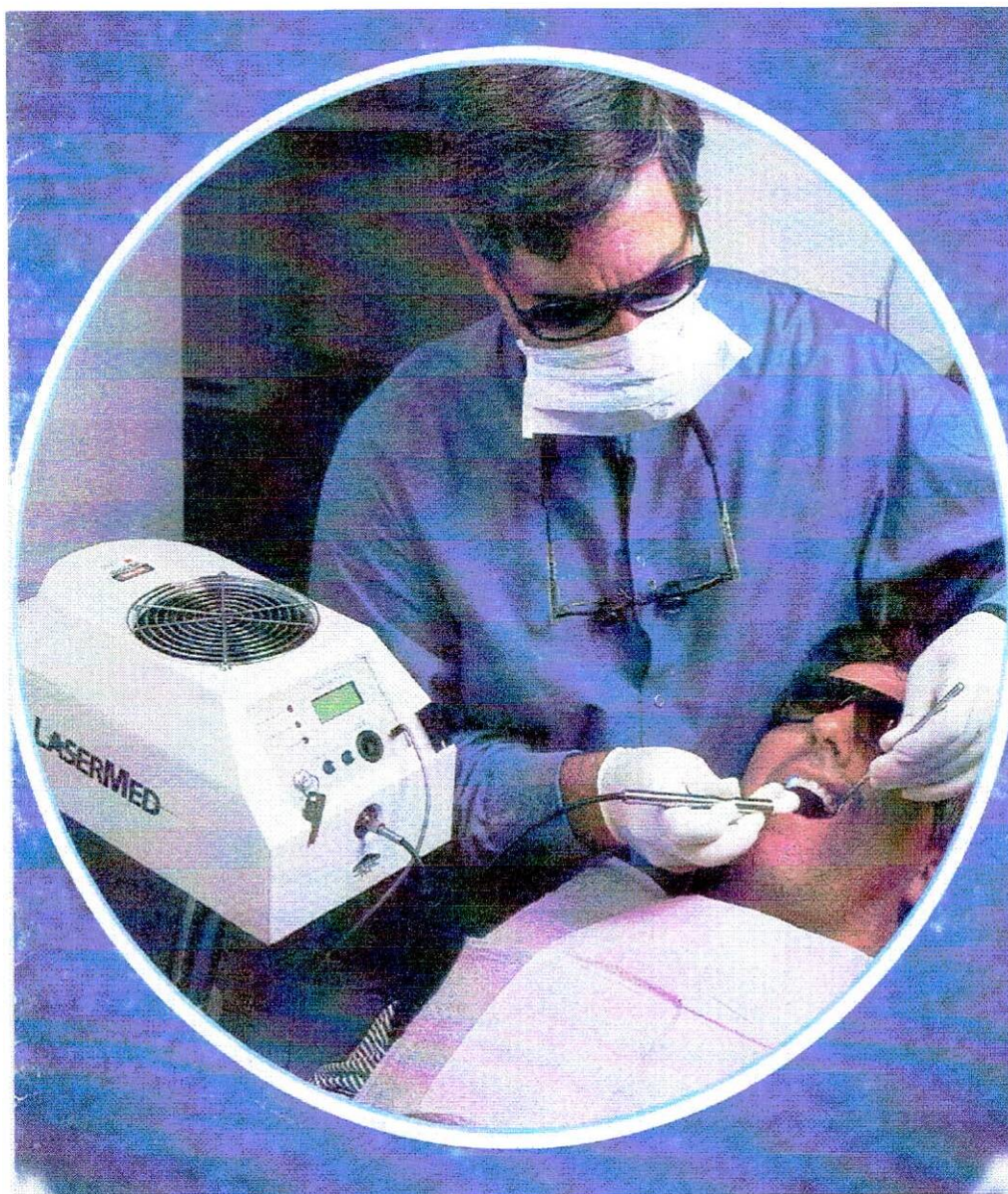
Parámetros del tratamiento

ENERGÍA: min. 200mJ

FRECUENCIA: 5 – 8 Hz

El contenido orgánico (37 vol. %) y de agua (40 vil. %) es más alto que en el esmalte o dentina, y por lo tanto la ablación de sustancias óseas es relativamente alta. La investigación científica ha mostrado que la recuperación de herida, después de una osteotomía con el láser Er: YAG, dura tanto como la recuperación de un hueso secundario después de una fractura.

12. APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER DE ARGÓN EN ODONTOLOGÍA RESTAURATIVA



El láser de argón es único en su estabilidad para ser usado para un número de aplicaciones no quirúrgicas en odontología restaurativa. Las aplicaciones más tempranas del láser de argón en odontología restaurativa, involucró la iluminación del diente para la detección del deterioro.

La principal razón para el interés en esta fuente de luz es que su longitud de onda específica iguala los requerimientos para la iniciación de la polimerización de la familia creciente de materiales restaurativos activados por luz. Estos incluyen resinas restaurativas, bases y líneas, cementos, sellantes de cavidades y fisuras e impresión de materiales activados por luz.

Los tratamientos dentales preventivos también han sido descritos como áreas potenciales de interés para el láser de argón.

12.1. APLICACIONES

- Odontología cosmética
- Blanqueamiento

12.2. INTERACCIONES DEL LÁSER DE ARGÓN CON MATERIALES RESTAURATIVOS

La longitud de onda del láser de argón monocromático de 488 nm y 514.5 nm ha demostrado ser efectiva en la iniciación de la polimerización de resinas dentales. El láser de argón puede ser usado para polimerizar resinas de

compuestos híbridos y microllenados, con un incremento de las propiedades físicas del material restaurativo polimerizado después de la exposición al láser de argón comparado con la luz visible convencional.

Un examen de las propiedades físicas y mecánicas de un material restaurativo, puede ser útil en predecir cómo el material se endurecerá dentro del medio ambiente oral. La fuerza compresiva es una medida de resistencia del material a la fractura o falla cuando cargas compresivas, tales como masticación, son aplicadas. Esto, por lo tanto, puede prever una indicación de cómo el material restaurativo se desempeñará durante su función. La polimerización con láser de argón de resinas microselladas y partículas pequeñas resultan en valores de fuerza compresiva ligeramente mayor pero no estadísticamente significativo comparado con aquellos con activación con luz visible.

Las fuerzas laterales que tienden a elongar o encoger un material restaurativo también están presentes. Los valores de fuerza tensil diametral deben proveer una indicación de una resistencia del material a estas fuerzas. La polimerización con láser de argón resulta en valores de fuerza tensil diametral más grande para ambos: Materiales de microllenado y partículas pequeñas de resinas restaurativas, y estas diferencias fueron estadísticamente significativa. De esto se puede inferir que las restauraciones polimerizadas con láser de argón deben

ser más capaces de resistir esa fuerza tensil lateral generada durante la función.

La fuerza flexural transversa es una medida de la resistencia del material a la distorsión. La deformación de la restauración es el modulo flexural, el cual es una medida de la rigidez de un material restaurativo. Esto puede ser importante clínicamente, porque si existe una gran discrepancia entre el módulo flexural de un material restaurativo y las estructuras dentarias circundantes a las cuales este es adherido, las fuerzas deformantes pueden desarrollarse en el punto de adherencia. Lo que más probablemente ocurriría es que entre menos rígida la resina restaurativa usada como carga oclusal, menos rigidez tendrá la estructura dentaria. Esto finalmente conduce a fallas dentro en el margen de la restauración y subsecuentes problemas de manchas interfaciales, microfiltrado y caries secundaria.

Pareciera que la polimerización con láser de argón al menos mantendrá y posiblemente excederá la fuerza flexural transversa y valores de módulo flexural considerados aceptables y alcanzables con tecnología de polimerización con luz visible corriente.

Aunque el mecanismo exacto de la mejoría en las propiedades físicas después del láser de argón no es totalmente entendido, es probablemente el resultado

de un aumento en la polimerización de la resina. Se ha confirmado que un mayor grado de polimerización de la resina se obtiene con el láser de argón más que con la luz visible convencional.

Los materiales de microllenado tienden a tener un contenido de resina más grande y una carga de partículas más baja que su contraparte de pequeñas partículas, ya que los materiales de microllenado tienen un componente relativamente más grande que es afectado por los procesos de polimerización. Ya que el láser de argón representa un medio más efectivo de polimerización, su resultado debe ser más aparente en aquellos materiales que tienen el componente más grande en necesidad de polimerización, en otras palabras, la matriz de la resina.

12.3. DETECCIONES DE CARIES INTERPROXIMAL

Estudios indican que la energía del láser de argón ofrecerá capacidades diagnósticas cuando se usan para iluminar el diente.

Cuando se ilumina con la luz de láser de argón el tejido con caries tiene una apariencia clínica de un color oscuro rojo naranja y es fácilmente diferenciado de la estructura dentaria sana. Las áreas descalcificadas aparecen como un color naranja opaco. Para examinar un diente, la potencia del equipo se debe ajustar al nivel más bajo disponible, normalmente 80 mW onda continua.

La salida de la fibra debe ser colocada en el lado lingual del diente e iluminar y observar desde el aspecto bucal o facial, o iluminado bucal o facialmente y observado desde el aspecto lingual con un espejo bucal. La fibra debe ser movida hacia adentro y afuera del contacto con el diente y redirigida para exponer completamente y examinar la corona clínica entera. Las fracturas del esmalte serán realmente aparentes durante este procedimiento. Este procedimiento puede ser usado en conjunto con examen radiográfico de los dientes; el deterioro que no es aparente radiográficamente a menudo se detectará por la iluminación con el láser.

12.4. ODONTOLOGÍA PREVENTIVA

Actualmente, el medio principal de examinar los dientes menos susceptibles a la caries es, o alterando clínicamente las características superficiales del esmalte a través de aplicaciones con flúor tópico, o uniendo un material resistente a la caries tal como un sellante al diente. El uso de energía de láser en odontología puede dedicarse para realizar tratamientos preventivos y puede tener aplicaciones en cambiar las características morfológicas de la superficie del esmalte y en colocación de sellantes. Ha sido demostrado que un cambio en las características morfológicas del esmalte que provee al diente más resistencia al ataque del ácido, puede ser efectuado por la exposición a la luz del láser. El dióxido de carbono y el láser Nd:YAG han sido usados para este

propósito; sin embargo, se debe tener cuidado en lo relacionado con el cambio de la pulpa dentaria.

El láser de argón ha sido demostrado que altera las características de superficie del esmalte para hacerlo más resistente a la caries sin representar mucho peligro para la pulpa. Se ha visto que el esmalte muestra una significativa reducción en su solubilidad ácida después del láser de argón.

Además de proveer menos susceptibilidad al esmalte para el ataque de caries, el láser de argón también facilita la captura de flúor por parte del diente, para mejorar los resultados deseados. Adicionalmente, el esmalte tratado con argón muestra una alta positiva bi-refringencia, sugiriendo la formación de microespacios dentro del esmalte. Estos microespacios impartirán una resistencia ácida incrementada del esmalte atrapando iones formados durante la desmineralización ácida, mejor que permitiendo que ellos escapen hacia la solución circundante.

El otro método de reducir la susceptibilidad a la caries involucra la colocación de un material resistente al ácido sobre el diente. Un componente de hidroxiapatita sintético ha sido exitosamente adherido al esmalte de dientes extraídos operados con láser de dióxido de carbono a niveles de energía que son menos que aquellos que se conoce que causan lesión en la pulpa.

Las resinas de sellantes opacas llenas de depresiones y fisuras deben ser polimerizadas por 10 segundos. Comparada con una luz estándar, el tamaño de la fibra pequeña (300 – 600 micrómetros) permite fácil acceso a todos los lugares difíciles de alcanzar. Cuando se aplica correctamente el láser de argón es una herramienta valiosa para polimerizar sellantes, resultando en mejoría en la calidad y en la seguridad.

12.5. FOTOPOLIMERIZACIÓN CON LÁSER DE ARGÓN DE RESINAS COMPUESTAS

La luz de láser de argón es efectiva en fotopolimerización de estos sistemas y mejora las propiedades físicas de las restauraciones cuando es usado para fotopolimerizar resinas compuestas activadas por canforquinona, el láser de argón incrementa la profundidad del fotocurado, incrementa la fuerza tensil diametral, incrementa la fuerza de unión adhesiva, incrementa el grado de polimerización del material, reduce la solubilidad ácida del esmalte circundante, y disminuye el tiempo de activación significativamente.

Para fotocurar resinas compuestas, la potencia del láser de argón debe ser ajustado en 250 a 500 mW, dependiendo del tipo de compuesto seleccionado. Los parámetros de pulso debe ser ajustado para un único pulso, con una duración de 10 segundos.

La clave es crear aproximadamente un tamaño de mancha de 5 milímetros sobre el material objetivo.

12.6. CONCEPTOS DE LA INTERACCIÓN DEL LÁSER CON EL TEJIDO

El principal problema para ser considerado cuando se analiza el proceso de interacción entre un rayo láser y estructuras organominerales es la complejidad de los componentes tisulares. Cualquier efecto adverso dañino inducido por el rayo láser durante los procesos de interacción han sido minimizados o evitados para proteger la vitalidad de los componentes celulares (tales como odontoblastos, fibroblastos, cementoblastos u osteoblastos) de las estructuras organominerales. Considerando que la mayoría del tiempo el rayo láser interactúa con estructuras organominerales en una manera puramente térmica, el efecto más probable es la necrosis tisular. Factores mayores de control para el efecto térmico inducido por láser son: La proporción de sustancias orgánicas y minerales en los tejidos; contenido de agua; vascularización; y propiedades térmicas tisulares, tales como termoconductividad y termocapacidad.

12.7. PROPIEDADES ÓPTICAS DE TEJIDOS DUROS

La selección de una longitud de onda de láser apropiada para tejidos específicos, tales como organominerales, es de mayor importancia para una intervención clínica exitosa. La longitud de onda del láser con absorción

específica para componentes tisulares tiene la capacidad de controlar el proceso de interacción minimizando el daño térmico.

Debido a que los tejidos organominerales tienen tipos turbios o translucientes de materiales, la reflexión difusa y de tipo espejo o las propiedades de transmitancia son más apropiadas para una descripción de las propiedades ópticas de estos tejidos. Por definición, la reflexión de tipo espejo es el componente de luz reflejada que es el resultado de la reflexión de una superficie tisular, similar a la reflexión producida por un espejo.

El segundo tipo de reflexión, que es la reflexión difusa, es definida como una luz reflejada en muchas direcciones desde una superficie tisular o muestra. Por transmitancia, el componente tipo espejo representa la luz que viaja directamente a través de la muestra en una línea recta, no siendo afectada por componentes morfológicos o moleculares del tejido. En forma contraria, el componente difuso de la transmitancia es totalmente controlado por componentes tisulares que desvían la luz desde la dirección principal en muchas direcciones.

12.7.1. Esmalte. El esmalte es hecho de una sustancia translúcida y extremadamente dura, compuesta en el 97% por material mineral inorgánico y aproximadamente 3% de sustancia orgánica, con un mínimo contenido de agua.

La estructura cristalina de raíces paralelas o prismas, que se extienden desde la unión dentina-esmalte a la superficie de la corona anatómica, son de particular geometría y configuración. Visto en sección transversal, las mismas raíces del esmalte son de forma hexagonal, oval o poligonal, con un diámetro promedio de cerca de 5 micrómetros. Cada raíz del esmalte está compuesta de cristales microscópicos de hidroxiapatita embebido en una matriz de sustancia orgánica. La alta termoconductividad del esmalte es debida a su estructura y composición.

De acuerdo con cada espectro de absorción, transmitancia y reflexión del esmalte, picos o valles mayores que describen la forma en que la luz penetra el tejido pueden ser fácilmente identificados. Sin embargo, el espectro de absorbancia muestra tres picos mayores a 283 nm, 1434 nm y 1944 nm. Los picos a 1434 y 1944 nm que coinciden son los picos de absorción del agua. Para la reflexión y la transmitancia, el perfil del espectro es casi el reverso del espectro de absorción, así que cada pico de absorción en absorción es ahora un valle en transmitancia o reflexión. La absorción más alta en ultravioleta está aproximadamente al mismo nivel que la absorción más alta en la región infrarroja.

Con relación a las propiedades de transmitancia del esmalte en la región infrarroja, hay dos longitudes de onda de interés. La primera longitud de onda

a 3570 nm corresponde a un pico mayor de aproximadamente 100% de transmisión. La transparencia del esmalte para esta longitud de onda puede tener una aplicación interesante para diagnóstico. La segunda longitud de onda a 9410 nm muestra un valle mayor de transmitancia, el cual no es más alto que el 5%. La región entre 9000 y 10000 nm corresponde a fuerte absorción por hidroxiapatita y agua. Sin embargo el láser de CO₂ que opera en ésta región tiene un fuerte impacto térmico en el esmalte.

12.7.2. Dentina. La dentina consiste en un 70% de sustancia mineral inorgánica, un 30% de sustancia orgánica más agua. La función específica de éste tejido es comunicar la superficie de la pulpa con el cemento y el esmalte. Desde que los odontoblastos son localizados, en una capa de la superficie de la pulpa, su citoplasma es localizado dentro de los túbulos de la dentina. Sin embargo, el proceso de deshidratación de la dentina no sólo afecta el tejido duro sino también la primera capa de odontoblastos. Este proceso es bastante engorroso debido a la vitalidad de la pulpa dentaria.

La termoconductividad de la dentina es mucho más baja que la del esmalte ($K=5.69 \times 10^{-3} \text{ W/cmC}$). Esta baja difusión de calor a través del tejido incrementa los cambios de temperatura y carbonización durante la exposición a la acción del láser.

Las dos mejores alturas de absorción están a 1471 y 1492 nm presentes también en el esmalte, y corresponden a la absorción de agua. Además de estas alturas o cumbres, la dentina muestra un poco de absorción a 1184 nm, 1737 nm, 2164 nm, y 2264 nm.

Altos niveles de absorción en la dentina son localizados en dos regiones diferentes de la luz espectro. La región ultravioleta de 250 a 300 nm y la mitad de la región infrarroja de 1942 a 2500 nm. La reflexión y transmisión espectral de la dentina es revertida hacia la absorción del espectro. También, para las dos regiones, los altos niveles de absorción son casi 0% y de reflexión 10%.

A lo largo de la región infrarroja, la transmisión del espectro (T) en la dentina muestra tres concavidades específicas a 3000 nm (66% T), 5880 nm (53% T) y 9090 nm (35% T). El bajo nivel de transmisión para este tejido es a 9090 nm y corresponde a la acción con el láser CO₂, por esto se presenta muy buena absorción y mínimo daño térmico.

Sin embargo, el efecto térmico induce a que la acción del láser CO₂ en la dentina sea bien conocido. Como una consecuencia del estrés térmico la dentina desarrolla múltiples microfracturas. Las celdillas de la pulpa están en contacto con el tejido dentinal que puede ser fácilmente afectado por la acción del calor durante el proceso.

12.7.3. Hueso. El hueso está compuesto por celdillas y matrices intercelulares de sustancias orgánicas e inorgánicas. Las fracciones orgánicas consisten en fibras propias de la superficie ósea.

La parte inorgánica del hueso es responsable de rigidez y representa aproximadamente el 65% del peso. Esta parte está básicamente compuesta por fosfato de calcio y carbonato de calcio, con pequeñas cantidades de magnesio, hidróxido, fluoruro y sulfato. El calcio se presenta probablemente en forma de hidróxido de cristales con un promedio en la dimensión de 1.5 nm por 30.0 nm. Los cristales presentan una porción de colágeno en la superficie. La corteza del hueso está compuesta por sustancias minerales en la misma proporción que la dentina, ya que muestran unas propiedades similares.

Los mejores sitios de absorción se encuentran a 410 nm, 1200 nm, 1457 nm, 1727 nm y 1924 nm: En comparación con la dentina, el hueso tiene absorción adicional a 410 nm en la región ultravioleta y 2 lugares, hasta con un 30% a 1210 nm y 1727 nm, respectivamente. Las dos regiones de alta absorción en la dentina son reproducidas por el espectro en el hueso y corresponde también a la mitad de la región trabajada con el infrarrojo. De nuevo la transmisión y reflexión espectral de cada cumbre o pico fue revertida (devuelta).

12.8. INTERACCIÓN DEL LÁSER CON ESTRUCTURAS BIOLÓGICAS Y NO BIOLÓGICAS

La interacción entre la radiación del láser y la materia es un completo proceso que comienza cuando la temperatura se incrementa en la zona de interacción. Un factor importante es la temperatura a la cual se llega en la zona de interacción que siempre está determinada por las propiedades térmicas del material. Para una buena pulsación la temperatura en la zona de interacción debe ser alta y permanecer como una onda continua (CW). Si la temperatura máxima está definida como la energía contenida en una sola pulsación de láser, significa que es muy alta y que puede provocar una explosión o una fotovaporización.

Una consecuencia de la alta absorción y la alta temperatura en la zona de interacción es la iniciación de procesos destructivos fotoquímicos. Durante el proceso destructivo fotoquímico se habló de plasma y se calentó el tejido. Como el calor se dispersó dentro del tejido, el efecto destructivo fotoquímico, solo ocurrió dentro de la zona de interacción. El resultado de éstos procesos es la formación de dos capas con diferentes propiedades ópticas y térmicas. La primera capa (superficie del Layer) modificada por el rayo del láser a un color oscuro (nuevas propiedades ópticas), posee un alto coeficiente de absorción y baja termoconductividad. La segunda capa (bajo la primera capa) es una capa

de tejido normal con las típicas propiedades térmicas y ópticas. La formación de las dos capas es debido al proceso de abrasión.

En general este concepto puede describirse como un proceso de abrasión del tejido que ocurre en un estado térmico normal. Si el tejido no muestra una absorción cuando se trabaja con un láser de onda longitudinal, este proceso previamente descrito no puede ser realizado.

12.9. INTERACCIÓN CON ESTRUCTURAS BIOLÓGICAS EN PRESENCIA DEL FLUIDO

Durante la interacción de láser con la materia hay un proceso térmico. El nitrógeno ha sido utilizado como refrescante en los tejidos irradiados con el láser CO₂.

12.10. PROCESO FÍSICO DEL VAPOR DURANTE LA INTERACCIÓN DEL LÁSER

El proceso tenía muchas ventajas como: Fácil localización del lugar y tiempo donde se formaban burbujas con la emisión del láser. En un medio líquido el fenómeno puede ser fácilmente inducido, dependiendo de las propiedades específicas del líquido, como la incompresibilidad.

13. BLANQUEAMIENTO DENTAL CON LÁSER



13.1. LÁSERES USADOS

- Láser de diodo
- Láser de argón

13.2. MECANISMOS DE ACCIÓN

El láser activa el gel de peróxido de carbamida o de hidrógeno, permitiendo la mejor absorción de éste a través de los túbulos dentinales en menor tiempo que el blanqueamiento tradicional.

La reacción química específica disuelve las manchas sin afectar el esmalte de los dientes. Las manchas de tabaco, café, té y tetraciclina, así como el oscurecimiento debido a la edad pueden tratarse fácilmente

13.3. VENTAJAS

- Resultados inmediatos
- Ni elaboración, ni uso de cubetas
- Mejor control de la sensibilidad
- Mayor control del color
- Control de tejidos blandos
- Mayor credibilidad

13.4. DESVENTAJAS

- Sensibilidad
- Sólo aclara dientes naturales
- Retoques futuros
- Alto costo

13.5. PRETRATAMIENTO CLÍNICO

- Retirar caries
- Retirar cálculo
- Cubrir recesiones gingivales
- Revisar áreas de desgaste oclusal
- Revisar áreas de abrasión
- Revisar áreas de hipocalcificación

13.6. PROCEDIMIENTO PARA BLANQUEAMIENTO

Para realizar un blanqueamiento dental con láser, se deben seguir los siguientes pasos:

- Colocar a nivel de la encía una resina aislante para proteger los tejidos de irritación, fotopolimerizar la resina.
- Preparar el peróxido de carbamida o hidrógeno.
- Colocarlo en las caras vestibulares de los dientes, evaluando la línea de sonrisa para así saber la extensión a blanquear.

- Dejar actuar el peróxido durante 40 minutos.
- Activar el láser durante 30 segundos en cada diente.
- Lavar bien y secar.
- Se inicia nuevamente el procedimiento, dejando actuar el peróxido 20 minutos.
- Se activa el láser nuevamente en cada diente.
- Se lava y seca.
- Se repite todo el procedimiento, dejando solo actuar el peróxido por 5 minutos, activando el láser igualmente.
- Se lava y seca.
- Se retira la resina protectora con una cucharilla.



13.7. RECOMENDACIONES

- No fumar
- No tomar coca cola
- No tomar café ni té
- Utilizar cremas dentales con nitrato

Para disminuir sensibilidad:

- No consumir cítricos
- No tomar bebidas muy frías

14. LÁSERES MÁS USADOS

TIPOS DE LÁSER	USOS	COSTOS
Er YAG	Preparación de cavidades, eliminación de caries, remodelación y demineralización de esmalte y dentina.	\$100.000.000
Argón	Fotopolimerizar resinas compuestas, blanqueamiento dental, odontología cosmética.	\$80.000.000
CO ₂	Cirugías de tejidos blandos, implantes, gingivectomías, frenillectomías, esterilización de conductos endodónticos, pulpotomía, procedimientos periodontales.	\$100.000.000
Diodo	Blanqueamiento dental	\$80.000.000

15. EFECTOS DEL LÁSER SOBRE LA PULPA DENTAL

Dentro de la cavidad oral la proximidad entre tejido blando y tejido calcificado vital ha ocasionado un problema en cuanto a la viabilidad del tejido, la naturaleza del tejido blando / duro de tipos densitivos ha dificultado enormemente la exacta caracterización láser – tejido y la específica interacción del uno con el otro. El diagnóstico es uno de los muchos datos como parámetros específicos (capacidad densitiva, forma de transmisión, duración de pulso y longitud de onda).

Históricamente se han usado tres formas de evaluación:

1. Análisis histológicos.
2. Radiografías y observación clínica.
3. Medida de flujo con el láser Doppler.

La descripción histológica han denominado la literatura y por eso alimentan la discusión sobre la biología pulpar. Radiográficamente, observaciones clínicas han sido inconsistentes y desestandarizadas por el grupo de dificultad en la valoración de juicios clínicos, en el futuro será anticipado por una innovadora técnica (eq) Doppler posiblemente utilizando medicamentos flujomedidores que

los vuelvan estandarizados y confiable, esta observación histológica puede ser usada para confirmar las determinaciones flujo medidores.

Los efectos pulpaes del láser existen en odontología (10.6 nm: 9.320 nm: 2900 nm: 1.064 nm: 693 nm; 514.5 nm: 3.8 nm 193 nm). Han sido bien documentados en la literatura científica, en particular efectos sobre los odontoblastos y las matrices eritrocitos han recibido especial atención.

La mayoría de los estudios se han controlado en la interacción entre una longitud de onda, los tejidos y sus respuestas al calor, como la gran mayoría de longitud de onda tiene la capacidad de convertir la energía térmica, la conversión de calor en la pulpa no es un problema significativo tuvo colectivamente muchos estudios ve los láser dental, han sido basados entre la naturales láser / tejido, involucrado cualidades de absorción de los tejidos y su intervención con el rayo infrarrojo, las longitudes de onda por encima de aproximadamente 390 nm han demostrado características de poseer calor inerantes a ellas en particular los láser CO₂ cuando ablandan la fibra pulpar producen mucho calor.

Los láser YAG también tienen potencial para producir calor, dependiendo de la gran interacción con el tejido con la pigmentación oscura debido al potencial de transmisión a través del esmalte y dentina un ablandamiento puede provocar

por el láser YAG, la longitud de onda de 1064 nm puede tener algunas indicaciones en los niveles de alto poder. Por otro lado los estudios han demostrado que los láser CO₂ producen un tipo de respuesta pero no mejoran efectos dañinos en el tejido pulpar.

Cuando se examina la pulpa de una manera histológica después de la radiación la presencia del odontoblasto es muy importante, las evidencias histológicas recientes sugieren a un estroma odontoblastico normal, estroma y raíces epiteliales vital pueden ser bien retenidos después de la radiación con láser, causan algún daño las densidades de energía, no deben ser excedidas a altas temperaturas de la pulpa sobre pasan a nivel de 5°C, los estudios nos han mostrado que los odontoblastos pueden no estar presentes sobre todo los alineamientos odontoblasticos deben ser desencadenados de una manera delicada mostrando un tipo de estructura vertical, las característica del proceso odontogénesis en presencia de puentes odontogeneros y pequeños residuos de dentina irreflejan el trauma típico que se induce en los odontoblastos como respuesta a la intervención del rayo y las sustancias celulares.

El láser CO₂ puede inducir pre dentina, dentina reparativa y respuestas de puentes dentinales mientras se reciba una cantidad considerable de residuos dentinales, la longitud de onda del YAG puede también producir este fenómeno pero radicalmente, los investigadores han postulado que el

mecanismo ocurre principalmente como una función de la interacción entre el láser y tejido y el espectro infrarrojo. Las longitudes de onda de 488 y 514 nm cuando penetran tejidos calcificados también pueden producir todas estas naciones como consecuencia de cualquier trauma, puede inducir a un proceso de destínogenesis.

La consistencia y composición de tejidos intracelulares es otro factor que puede influenciar la viabilidad de la célula. Si el calor es intensivo y extendido, la consistencia de las sustancias de las bases intracelular no debe ser preservada. Esta es una función de la interacción en la superficie donde es evidente el primer contacto del rayo y también muy profundo muy en el tejido de acuerdo a la aplicación de energía excesiva las densidades pueden mostrar como resultado un daño significativo en el tejido pulpar y en particular a los odontoblastos como reacción a la respuesta de la pulpa aparece perdiendo cantidades inferiores a $601 \times \text{Cm}^2$.

Con esto en mente es muy aparente que hay viabilidad con cualquier sistema dental para la supervivencia de tejidos independientes de la longitud de onda depende de los parámetros más que el sistema naturaleza del pulso, poder específico, ancho de pulso y tamaño de la luz desafortunadamente desde una perspectiva clínica esta viabilidad es extremadamente pequeña puede no producir respuesta clínica deseada en el hueso, esmalte y dentina o caries, la cavidad.

16. EFECTOS DEL LÁSER SOBRE EL ESMALTE

Reconstrucción gráfica del esmalte, todas estas modalidades han sido usadas en el gasto correcto de la capacidad (longitud de onda) específicos para interactuar con la hidroxiapatita e inducir permanentemente en los cambios esperados del tejido calcificado.

La respuesta de la naturaleza del tejido duro a la luz del láser ha sido siempre una función espectro I_R (longitud de onda), la absorción espectral del esmalte denota la falta de consistencia a través del espectro en cuanto a la absorción de las características del esmalte.

Longitudes de onda del dióxido de carbono en 9.320 nm y 9.900 nm ha sido muestra de la más alta absorción de cualquier longitud de onda hidroxiapatita convirtiendo 1064 nm y otras longitudes de onda (near – infrared) poseen la mínima absorción de las características del esmalte. El punto máximo de absorción se encuentra a 200 nm, 600 nm, 700 nm, sus efectos sobre el esmalte pueden ser descritos en una variedad de estilos dependiendo de la longitud de onda.

Factores de parámetro y longitudes de onda específicas relatan el grado de cambio inducido en el esmalte, bajo el standard los cambios de esmalte son una función de la variación de parámetros que pueden ser controlados por el operador. Por ahora variaciones de la amplitud del pulso, el tipo de pulso y tamaño del lugar pueden producir significativos cambios en la morfología del esmalte.

Estudios han demostrado que la variación es proporcional al grado y tiempo de exposición del láser, también el tipo de longitud de onda puede contribuir en la calidad de la superficie aparente, investigadores han usado aguafuerte como precondition por cavidades de sub-superficie significativas por otras midiendo el porcentaje de ablación y evaluando la eficiencia de sistemas de longitud de onda solitarios vs múltiples, por ahora el CO_2/nd : YAG con (10600 y 1064 nm) inducen significativamente en los diferentes cambios de la superficie con otro CO_2 o nd : YAG independientemente. Interesantemente los cambios de las características de la superficie son representaciones del láser del CO_2 por la profundidad. Sin embargo el grado de cavidad de la superficie por el láser coaxial es más profundo.

El argón y nd YAG (rayo) poseen significantes propiedades reflectivas con el rayo tardío tiene penetración potencial, los resultados de la longitud de onda están desprovistos de la fotoabsorción del teñimiento (placement) produciendo

el sobrecalentamiento y sudoración de la estructura del esmalte, no es particularmente deseable para la superficie del esmalte. Efectivos aguafuertes para el esmalte con el uso de fotosensitizadores han sido demostradas las características superficiales del láser (etched) comparadas con el ácido del esmalte muestran más uniformidad. En su apariencia con el CO₂ se conoce por su eficiente absorción en el esmalte, además de producir un sobrecalentamiento de la superficie del esmalte con el argón nd YAG y el láser CO₂ representa la cristalización o resolidificación de la hidroxiapatita y la estructura prismática del esmalte como sea el láser coaxial CO₂/nd:YAG puede inducir una superficie rugosa similar a la de la superficie del ácido.

TRATAMIENTO	POTENCIA	FRECUENCIA	OBSERVACIÓN
Esmalte cinicio	350 mj – 400 j	20 H2 – 30 H2	
Dentina	200 mj – 150 mj	15 H2 – 10 H2	
Hipersensibilidad	40 mj	2 H2	Quitar H ₂ O y aire retirado de la zona nitrato de potasio en gel.
Pulpa	150 mj	10 – 15 H2	Con pieza de mano retirado se quita el H ₂ O se dispara para estimular proceso de cicatrización y se colocaban de Hca no se necesita desmineralizar clorexidina.
Analgesia de la pulpa	150 mj	12 H2	Se inicia con una caries profunda parámetros de dentina con pieza retirada durante 1 minuto y luego se puede ir.

PROCEDIMIENTO	f	FRECUENCIA
Remoción esmalte	260 – 400 mj	8 – 14 H2
Remoción dentina	200 – 340 mj	5 – 10 H2
Remoción caries	200 – 340 mj	5 – 10 H2
Remoción material relleno	260 – 340 mj	5 – 10
Sellado de fisura (10-50 seg.)	60 – 160 mj	5 – 10 n2
Mod de esmalte o dentina	< 150 mj – 100 mj < 200 mj	10 H2
Eliminación de hueso	min 200 mj	5 – 8 H2

17. VENTAJAS

- ❖ Tratamiento de no contacto, sin vibraciones desagradables.
- ❖ Efecto esterilizante de la superficie tratada con láser.
- ❖ Ablación selectiva; la ablación de las lesiones por caries es mayor debido al alto contenido orgánico y de agua, en comparación con el esmalte y la dentina. Por lo tanto, la luz láser elimina más rápidamente el esmalte y la dentina desmineralizada y cariada (a energías menores) comparado con el tejido intacto.
- ❖ La estructura de la dentina se preserva y sus túbulos se abren.
- ❖ Superficie retentiva para buena adhesión, sin necesidad de abrasión con ácido.
- ❖ Tratamiento menos doloroso, no se requiere anestesia.

17.1. VENTAJAS BIOLÓGICAS DEL LÁSER VS TURBINA

Son muchas las ventajas, hay ventajas biológicas, ventajas estéticas y ventajas psicológicas. Dentro de las primeras podemos mencionar que la acción del láser es sumamente puntual y precisa, de modo que no es necesario eliminar grandes cantidades de tejido sano como ocurre con el paso de una fresa



girando a alta velocidad. Además, el tejido irradiado con láser queda esterilizado lo cual nos garantiza que no habrá recidivas de caries debajo de esta restauración.

Con respecto a la estética, todas las actividades tratadas con láser se obturan con materiales a base de resinas que endurecen bajo el efecto de la luz halógena, las cuales se adhieren al diente en un 50% más que en los casos no tratados con láser. Con respecto a las ventajas psicológicas, el paciente concurre relajado y tranquilo al saber que no sentirá dolor, ni ruido, ni pinchazos asociados al uso de la turbina.

18. DESVENTAJAS

- ❖ Usos muy limitados.
- ❖ No retira amalgama pues su choque con esta la vuelve fluida liberando este el mercurio siendo este muy tóxico.
- ❖ No sirve para preparaciones en prostodoncia.
- ❖ Alto costo.
- ❖ Tiempo operatorio prolongado.

19. SEGURIDAD EN PRÁCTICA DENTAL CON LÁSER

La seguridad con láser no debe estar limitada sólo a la realización de tratamientos dentro del consultorio en tal debido a que se está interrelacionando con otros medios como proveedores de salud, instituciones educativas del gobierno y el sector comercial (miserandino et al, 1992) el seguro y el uso apropiado del láser requiere un gran esfuerzo del operador para que todo lo ya mencionado sea efectivo (abj et al 1993), la responsabilidad en la utilización del láser con seguridad en la odontología interesa a: El dentista, el educador, al trabajador; al científico etc. cada uno de ellos desarrollará un proyecto y lo aplicará en la práctica.

Anterior a alguna investigación clínica en la aplicación del láser, las clínicas y los investigadores podrán participar en el programa de entrenamiento junto a instructores calificados y con experiencia para garantizar su seguridad y así mismo ofrecerles garantía a los pacientes.

La seguridad en la utilización del láser se considera un componente esencial y básico en su instrucción, y un prerrequisito para su utilización dentro de la clínica dental, este premiso no podrá ser omitida.

Dando un buen entrenamiento y con las precauciones apropiadas, el láser puede ser usado de una forma segura, trayendo beneficios mutuos, o sea al paciente y al practicante dental.

La odontología es la única dentro de la industria médica en donde el dentista trabaja y practica dentro de una oficina privada. Por otra parte el uso del láser no es monitoreado en contraste dentro de la comunidad médica, el láser es más exacto ya que son controlados por instituciones, revisoras y en las cuales mantienen informados a los usuarios y a los comités de los hospitales (Harris et al 1992, Miserandino et al 1993) el nivel de entrenamiento y la experiencia del odontólogo no significan mucho comparado con una enfermedad quirúrgica utilizando el láser de un determinado hospital.

La seguridad dental con láser tiene un ancho alcance pero su uso también tiene potenciales peligros y riesgos los cuales deben conocerse antes de su uso, pero también existe un completo entendimiento de los peligros gracias a los controles completos de seguridad, este capítulo revisa los estándares de seguridad y las agencias que regulan el uso del láser en las prácticas dentales. La identificación de amenazas biológicas que pueden encontrarse y evitarse con las medidas de control y seguridad del láser que puede ser aplicado por el practicante dental.

Las siguientes son precauciones que deben ser tenidas en cuenta:

19.1. REGULACIONES, ESTÁNDARES DE SEGURIDAD Y PAUTAS

Los estándares y regulaciones de seguridad pueden ser clasificados como voluntarios u obligados y el gobierno exige las dos para el uso del láser. En algunos países los estándares voluntarios son establecidos en una guía para el uso del láser basada en los estándares desarrollados por el comité técnico No 76 (CT 76) de la comisión electrotécnica internacional (C.E.I.) y fueron revisadas en 1990 (CEI 1990) una versión semejante está siendo adoptada por la organización Europea para la estandarización electrónica y servicios como la norma europea (N.E 60825) Los estándares de seguridad en la industria del láser están actualmente iniciando un desarrollo para la organización Europea de estandarización (C.E.N) y la organización internacional de estándares (ISO).

Dentro de los EE.UU el centro para mecanismo y salud radiología (CDRH) de la administración de drogas y comidas (FDA) es la agencia reguladora con la que el gobierno hace y vende todos los mecanismos de láser usado en los EE.UU . El CDRH pone cuatro estándares con los que el gobierno hace los láser en el código de regulaciones federales (C.F.R) Título 21: comidas y drogas; capítulo 1, comida y administración de droga. Subcapítulo J, salud radiología para 140 forman parte de la emisión de los productos (Departamento de Salud y

Servicios Humanos 1985 us) las categorías de los mecanismos de los láser están entre 1 y 4 basadas sobre su energía total de salida y longitud de onda. El láser quirúrgico es usado generalmente por dentistas en la clase 4, la cual es considerada la más peligrosa del grupo del láser adicionalmente en la orden de fabricación del láser se ha pedido que se le coloque una etiqueta que advierte su peligro, pone límites sobre la radiación colateral emitida y generalmente realizar requerimientos para el láser semejante como la interlocución seguro mecanismo e indicadores de emisión.

Antes de 1976 no se habían publicado estándares gubernamentales de regulación clínica en el uso del láser . Este año enmiendas y mecanismos médicos de los EE.UU, comida, drogas y cosméticos dieron su opinión sobre los mecanismos incluyendo los productos del láser para la administración de comidas y drogas del departamento.

La FDA regula la creación, promoción y venta de los láser para aplicaciones específicas de esta manera se controlan las clínicas que los usan.

Independientemente el Instituto del Láser en América sirve como secretaria al Instituto Nacional de Estándares Americanos (ANSI). El cual ha desarrollado ambos estándares, el general y el clínico que actualmente sirve a las pautas voluntarias en el uso del láser para la odontología y la medicina la seguridad

general recomendada para el uso del láser está publicada como ANSI Z 136. 1 (ANSI 1993) y para el uso seguro y fácil del láser está publicado en ANSI Z 136. 3 (ANSI 1988) aunque voluntaria pero legal estos estándares pueden ser consideradas como los estándares que servirán a la odontología y la medicina Ceriffith 1989. Recomendaciones pertinentes y específicas para el odontólogo que serán enumerados en el apéndice B12 ANSI Z 136.3. Los estándares actuales contienen discusiones sobre los peligros con que cuenta los instrumentos dentales, fuego, gases anestésicas generales de combustión, lesiones de ojos, tejidos dañados e inhalación de humos.

Apéndice 3 contiene generalmente recomendación es para los estándares en la práctica que será adoptada por los desarrollos junto a la sociedad Americana para la medicina con láser. Apéndice 3 también describe lo educacional y certificación que se requiere para el uso del láser en medicina y cirugía la información más importante contenida en los estándares de ANSI es: la clasificación de los peligros y medidas de control relatadas en el uso clínico del láser, la responsabilidad para el uso seguro del láser en la salud mental incluye oficinas privadas y la oficina de seguridad del láser (LSO), y especifica los procedimientos administrativos para asegurar la aplicación de los láser en la clínica, adicionándoles a los estándares de la ANSI. Detallando pautas para la publicación de la seguridad ocupacional y la administración de salud (OSA) de los EE.UU Departamento de trabajo, la OSHA pautas para la seguridad en el

uso del láser y la valoración de peligros (departamento de trabajo 1991). Son obligatorio y ejecutorio bajo una estricta pena federal y se declaran agencias para la evaluación de riesgo, medidas de control de riesgo, equipo protector persona, entrenamiento personal y para informar incidentes que implican accidentes del láser. El propósito de las pautas de la OSHA es velar por la seguridad de los empleados que trabajan en áreas donde el láser es usado a las personas que sean expuestas por casualidad a la radiación del láser, la regulación OSHA cubija a cualquier empleado dental, al asistente dental y a los pacientes que son tratados por el láser, sin embargo no se tiene muy en cuenta de las regulaciones OSHA.

Otros estados, agencias locales de Gobierno y la sociedad profesional puede imponer restricciones en el uso del láser en la práctica dental, ¿Quién puede usar el láser? y ¿Cómo puede aplicarse en el odontólogo? ha creado recientemente la atención dentro de esta profesión (Mc Conn 1992). El gremio promulgó una legislación para limitar el empleo del láser y se crearon agencias del gobierno para regular el uso de ésta en algunos estados.

19.2. CLASIFICACIÓN E IDENTIFICACIÓN DE PELIGROS

Acorde con los sistemas de clasificación CDRH y ANSI la clase 4 del láser está definida como aquel dispositivo que plantea un peligro biológico en la reflexión ya sea directa o difusa generalmente cualquier láser puede emitir un poder de

500 mw de salida de onda, los tipos de peligros que pueden ser encontrados dentro de una clínica de práctica dental son:

1. Lesión ocular
2. Daños de tejidos
3. Riesgo respiratorio
4. Fuego y explosión
5. shock eléctricos.

19.2.1. Peligros Oculares. Una lesión potencial en los ojos puede ocurrir por la emisión del láser sobre éstos de forma directa, los instrumentos dentales son capaces de producir reflexiones que pueden traer como resultado tejidos dañados ya sea para el operador y el paciente. El uso de carbonizantes en los instrumentos no reflexivos pueden ser recomendados por algunas autoridades dentro del tratamiento con láser (SOSSI 1990). Varias estructuras de los ojos pueden ser dañadas como resultado de la emisión con láser, el sitio de la lesión es directamente dependiente de la absorción preferencial de varias longitudes de onda al lado de ocular que puede resultar en un accidente con el láser, es la quemadura de córnea y la retina, las lesiones retinales son posibles con emisiones de (VIS 400 a 780 nm) y con infrarrojos cercanos (NIR 780 a 1400 nm) con intensidad reducida son capaces de causar daño retinario debido al efecto que enfoca la lente y la cornea.

Para los propósitos del cálculo de lesiones retinales potenciales se usa una longitud de onda a partir de 400 nm, y la abertura limitadora eficaz de los 7 mm se utiliza como una estimulación del anillo dilatada de la pupila.

La radiación que pasa a través de la pupila se puede aumentar hasta 100.000 veces en la retina debido a que no se enfoca en el rayo (Instituto de Láser de América) por ejemplo si un individuo mirara fijamente un rayo de láser tendrá como consecuencia un punto pequeño causando daños en esto a la persona.

Las cataratas son muy probables como resultado de la exposición de energía radioactiva en un rango de 300 a 400 nm la región del lente y la cornea pueden sufrir potenciales heridas. Se debe usar lentes protectores y no mirar directamente al rayo láser.

19.2.2. Riesgos en los Tejidos. El daño producido por el láser a la piel y otros tejidos pueden ser resultado de la interacción Térmica de la energía radioactiva con las proteínas de los tejidos. El aumento de temperatura de 21 grado centígrado a la temperatura normal del cuerpo (37 grados centígrados) puede producir la destrucción de la célula por la generación de las enzimas celulares y por las proteínas estructurales que interrumpen los procesos básicos metabólicos, además exponerse durante un tiempo puede interferir con la perfusión

vascular y traer problemas asociados con la difusión de energía termal dentro de los tejidos.

Históricamente el efecto de energía termal se manifiesta con coagulación para longitudes de onda de mas de 400nm una exposición corta puede elevar la temperatura a no menos de 30 grados centígrados, sin embargo puede estar dentro de los límites fisiológicos de recuperación.

Otras interacciones no termales del tejido inducen la herida por la foto sustancias química y mecanismos foto acústicos, estos tipos de interacciones son muy probables y pueden ocurrir con pulso ya sean solo o repetitivos de duración muy corta (menos de 10 u sec) la interacción no termal ha sido asociada con exposiciones radiactivas dentro del espectro ultravioleta como el láser Excimer, aunque no hubiera ningún informe de que el láser ha inducido a una carcogenesis hasta el momento, el potencia para cambios mutágenos para la alteración directa de ADN por rotura de las obligaciones moleculares.

Las heridas en el tejido dependen principalmente del grado de absorción y radiación producido por el láser, hay información insuficiente relacionadas con los coeficientes de absorción en la cavidad bucal y en particular los tejidos orales son muy difíciles de encontrar, es importante para reconocer los factores que influyen en la interacción del láser y el tejido tener en cuenta.

1. La cantidad relativa de absorción , la transmisión y la dispersión de la longitud de onda.
2. La duración y la tarifa del pulso.
3. El nivel de exposición radiante (la densidad de energía a dosis de exposición)
4. El grado relativo del tejido vascular.

19.2.3. Peligros Ambientales. Otra clase de riesgo implica las inhalaciones de materiales peligrosos que se encuentran en el aire, los cuales pueden ser liberados por el uso del láser quirúrgico. Estos riesgos secundarios pertenecen al grupo de peligros potenciales de láser, los cuales producen heridas que son resultado de la exposición directa del rayo.

Mientras el láser quirúrgico más usado por los odontólogos es capaz de generar en ciertas medidas gases tóxicos en instalaciones dentales y laboratorios debido a que contienen gases inertes (el Argón, el Kriptón o el Xenón), gases mixtos y gases tóxicos como el flúor o el cloruro de hidrógeno.

La generación de humo durante la cirugía de láser ocurre como el resultado de deshidratación de tejido y la calefacción residual de la materia sólida a temperaturas suficientes para la combustión en este proceso el oxígeno que se encuentra en el medio ambiente se combina con los elementos de los tejidos

para formar una variedad de subproductos en donde la mayoría de las veces se transforman en peligros biológicos, la lista de los compuestos químicos que pueden ser emanados por el láser.

Las máscaras quirúrgicas son capaces de eliminar las partículas que se filtran menores a 5 μm , las partículas del láser sin embargo pueden ser tan pequeñas que pueden tener un diámetro de 0.3 μm , la evacuación de los residuos de láser, es necesaria para reducir los niveles de contaminación que se encuentran en el aire la eficiencia para evacuar grandes volúmenes de partículas en el consultorio.

Basado en esto, se recomienda que el inyector se encuentra o no mas de 2 pulgadas del sitio quirúrgico y la evacuación debe ser a más de 40 ft^3/min el grado de generación de los penachos de las longitudes de onda el productor más grande de humo es el dióxido de Carbono y el láser seguido por la generación de fragmentos ER:YAG del contenido de pleamar en los tejidos orales Nd: YAG el cual presentó alta absorción en los elementos de los tejidos pigmentados.

19.2.4. Peligro de Combustión. En presencia de materiales inflamables el láser puede tener otros peligros, Los líquidos, sólidos inflamables y los gases

usados dentro del consultorio pueden causar fácilmente un incendio si se exponen éstos cerca del láser.

De particular interés es la combustión de los gases inflamables y los tubos usados durante la anestesia general debido a que se encuentra muy cerca de la nariz y de la cara. Los vapores tóxicos son la combustión de materiales inflamables los cuales producen un riesgo adicional.

Se recomienda el empleo de material resistente a la candela una lista de sustancias inflamables que se encuentran comúnmente en la sala de operaciones, cubrir el campo quirúrgico con toallas húmedas para prevenir la combustión.

19.2.5. Peligros Eléctricos. Porque el láser en clase IV usa corrientes muy altas y las provisiones de poder también contiene un alto voltaje y es allí cuando se encuentran varios peligros que pueden ser mortales, los peligros eléctricos de láser pueden producir grandes descargas eléctricas y peligros de explosión, la caja fuerte con la que viene el láser principalmente ofrece una protección adecuada para esta clase de peligro, en los sistemas de láser usado para la odontología, estos protegen y aíslan los circuitos, la base de datos y el alojamiento que protege los instrumentos que tienen alto voltaje debido a esto la caja proporciona una mayor protección en las áreas de mayor riesgo del

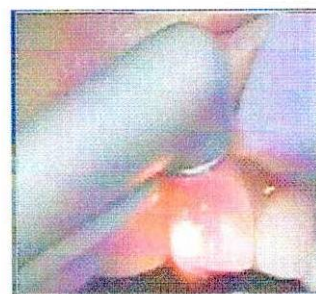
láser y de esta manera evitar heridas eléctricas al paciente o al operador , sin embargo dentro del consultorio quirúrgico el láser puede ser expuesto a cualquier ser de líquidos los cuales los cuales servirán como conductores para causar heridas por la corriente eléctricas, por todo esto la instalación y revisión del láser debe ser realizado por personas calificadas según lo establece las seguridades estándar. El operador del láser nunca deberá intentar reparar o quitar los paneles de seguridad del láser.



20. CASO CLÍNICO DE RESTAURACIÓN

Paciente masculino de 38 años, fumador, que llega a consulta para que se le realice el cambio de una resina en el 21, que al examen clínico se observa desadaptada y con cambio de color. La resina involucra el ángulo MVIP.

Se inicia con la remoción de la resina y de la caries con el láser ErYag. Este deja la cavidad completamente desmineralizada, lista para el siguiente paso que es la fase adhesiva, por lo tanto no se desmineraliza con ácido y se sigue con el procedimiento normal hasta terminar la resina.



21. CONCLUSIONES

- Indudablemente la tecnología láser se ha convertido una opción preferencia en los consultorios odontológicos en esta ultima década y se presenta un futuro brillante para comienzos del tercer milenio. La posibilidad de realizar tratamientos sobre tejidos blandos y duros, tanto en cirugía como en la operatoria dental, así como las terapias de bioestimulación y analgesia, exigen del profesional, la profundización de sus conocimientos y la continua actualización por tratarse de una disciplina sumamente dinámica en la que los cambios se dan muy rápidamente, viéndonos obligados a reevaluar constantemente nuestros procedimientos.
- Se observó en la interacción del láser con la materia, una transferencia de energía que luego fue convertida en calor. La modificación térmica y la vaporización de la materia si tuvo lugar en todos los experimentos. Los láser de onda continua fueron usados comúnmente en éstos procesos porque ellos mantenían un constante depósito de energía. La duración de la pulsación y la repetición fue seleccionada de acuerdo a la conductividad y difusión del calor dentro de la materia. El proceso térmico inducido por la interacción del láser con la materia fue descrito en tres estados: El segundo

estado esta iniciado cuando la temperatura interna incrementa el nivel de la potencia en la materia.

- El Proceso de pulsación y las características de los diferentes sistemas de láser son aprovechados en las prácticas dentales. Los procesos físicos que ocurren en la cavidad óptica determinan las características del láser proyectado sobre el tejido son embargo para un rendimiento de estos procedimientos hay que apropiarse de unos conocimientos básicos.
- Nuevo láser son ofrecidos a la comunidad clínica con continuas bases. El láser en odontología es un campo en expansión , con progresos a nivel clínico que evalúan nuevos procedimientos y dispositivos para periodoncia , endodoncia y remoción de tejidos duros. Un buen entendimiento en el tratamiento con láser garantiza además el ofrecimiento de nuevos sistemas en la tecnología corriente.
- La observación por microscopio electrónico de sustancias plásticas tejidos descalcificados tuvo ventajas cuando se presento la interacción del láser con tejidos mineralizados: esmaltes y zonas de carbonización durante el proceso de descalcificación.

- Los efectos del láser excimer Arf con cambios no patológicos pueden ser desarrollados por un proceso de fotoabrasión no térmico. La radiación posee una alta capacidad de absorción en cualquier capa de algún tejido. En el área a trabajar un plasma es formado rápidamente. Esto puede ser desarrollado por una microexplosión térmica. Porque este proceso parece ser extremadamente efectivos para áreas muy pequeñas. Los efectos fotoquímicos rompen los enlaces por disociación mediante rayos U.V. La abrasión por descomposición de tejidos mineralizados con láser eximers parece ser independientes de las propiedades de los tejidos.
- La longitud de onda del láser excimer XeCl (308nm), produjo resultados histológicos que indicaban un incremento en los efectos térmicos. Los efectos de la abrasión con láser excimer Arf también produjo efectos térmicos.
- La profundidad de la incidencia con el tratamiento: YAG y Tm: YAG fue mas baja que la que se presentó con el Nd: YAG, debido a la absorción. La energía fue transformada en energía térmica en un tejido superficial dejando una fuerte zona de carbonización.
- La excelente absorción del agua como ocurrió con el ttfA y la energía de el láser CO2 logró mineralizar los tejidos. La interacción de esta radiación de

láser de una manera continua (CW) o (ms) presentó las mismas características del Ho: YAG y Tm: YAG. Los efectos en la profundidad el tejido fueron limitados, comparados con los del láser Nd: YAG.

- La interacción del láser TEA CO₂ con los tejidos produjo una reacción similar a la del láser excimer. Una abrasión con efecto térmico produce alta energía y viceversa. Solo una pequeña pulsación permiten formaciones defectuosas con la excepción del láser excimer ArF y el láser TEA CO₂ los efectos de todos los láser investigaciones parecen ser muy independientes morfológicamente en su estructuras físicas y sus propiedades químicas. Esto puede ser una razón para la gran desviación de resultados histológicos. Lo impredecible de la inducción del láser en los tejidos dentales duros es la limitación en la aplicación al factor clínico

22. ANEXOS

¿EL TRATAMIENTO ES DOLOROSO?

El 99% de los pacientes se muestran confortables durante la atención, y la gran mayoría desea volver a ser tratados con láser.

¿SE PUEDE UTILIZAR EL LÁSER EN NIÑOS?

está indicado tanto para niños como para adultos, ya que eliminar el ruido, el dolor y en gran parte la anestesia, mejora la cooperación del niño y asiste más motivado facilitando el tratamiento, además las restauraciones sin más duraderas.

¿ES NECESARIO UTILIZAR ANESTESIA?

En los estudios que se han realizado en los EE.UU. y Japón el 96% de los pacientes no han necesitado anestesia, sin embargo cuando el proceso de caries está muy avanzado puede haber alguna sensibilidad que requiera del uso de anestesia.

¿ES MÁS RÁPIDO EL LÁSER?

En la mayoría de los procedimientos odontológicos y quirúrgicos el tiempo utilizado es menor al de los métodos convencionales; a la gran mayoría de los pacientes les pareció más rápido, ya que el tratamiento fue más placentero y no se pensionaron durante el mismo.

¿ES SEGURA SU UTILIZACIÓN?

Completamente, pues el láser es más preciso, sólo remueven el tejido dental enfermo o cariado, conservando el tejido sano, los cortes en extensión y profundidad son milimétricos, por lo que la posibilidad de daño a los tejidos adyacentes es mínima y de menor riesgo comparada con la tecnología tradicional (fresa, bisturí, etc.). Es requisito la utilización de lentes protectores oculares especiales, tanto para el profesional, la asistente y el paciente. El láser no tiene efecto sobre otras partes del cuerpo, lo cual se ha demostrado a través de estudios realizados por más de cuatro(4) años en Estados Unidos.

¿QUÉ OTRAS COSAS PUEDO ESPERAR DEL LÁSER?

Fundamentalmente, la ausencia de ruido y vibración, la tranquilidad de tener arreglos duraderos, estéticos y sin dolores post-operatorios, en caso de pequeñas cirugías en las encías disminuye notablemente el sangrado y la inflamación y el hecho de no correr riesgos con anestesias ni pinchazos.

¿ES COSTOSO EL TRATAMIENTO?

No., ya que los resultados, el grado de satisfacción de los usuarios, el confort y la calidad comparada con los procedimientos convencionales, justifican el costo de su inversión; en este momento muchas empresas de medicina prepagada están interesadas en cubrir estos tratamientos.

¿QUÉ OCURRE SI SE USA UNA DOSIS EXCESIVA?

Se conseguirá un efecto biosupresivo, o sea que la reparación residual tomará mas tiempo que sin irradiación.

¿LA LLLT TIENE ALGUNA CONTRADICCIÓN?

Por razones legales no se debe tratar cáncer. El embarazo no es una contraindicación. Tampoco lo es el uso de marcapasos ya que éste es un aparato electrónico que no es afectado por la luz. La mayor contraindicación es la falta de entrenamiento y el desconocimiento de las dosimetrías adecuadas por parte del operador.

¿QUÉ SUCEDE SI UNO ES IRRADIADO SIN SABER QUE PADECE DE CÁNCER?

Las células tumorales pueden ser estimuladas en estudios In vitro. Sin embargo, en estudios In vivo, los resultados han sido diferentes. Experiencias en ratas han demostrado que tumores pequeños al ser irradiados con LLLT han reducido su tamaño e incluso han desaparecido, probablemente porque la acción estimulante sobre el sistema inmune local ha sido mayor.

23. BIBLIOGRAFÍA

Artículo Publicado en la Revista del Circulo Argentino de Odontología.
Septiembre de 2000.

E-mail: Internet Pronta Odonotología Láser.

STIBERMAN, Leonardo. Dr. Dictante del Círculo. Miembro de la Unidad Láser
de la Universidad de Buenos Aires. Miembro Fundador de la AALO.

Información suministrada por las Clínicas DENTISALUD y UNIDAD DE ESTÉTICA
DENTAL de la ciudad de Bogotá, especializadas en tecnología láser.