



**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
POSTGRADO DE PERIODONCIA**

**ALTERACIONES DE LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES DE TITANIO POSTERIOR A LA
IRRADIACION CON LASER DE DIODO
: *IN VITRO*.**

AUTORES

**Claudia Lucia Gueto Molina
Vanessa Alejandra Narváez Solarte
Angélica María Ramírez Penagos**

Asesor Científico:

DR. Fabio Andrés Jiménez Castellanos
Odontólogo especialista en Periodoncia
Universidad Nacional

Asesor Metodológico:

DR. Camilo Novoa
Odontólogo especialista en Periodoncia
Universidad Javeriana

ASESOR ESTADÍSTICO

DR. Edgar Ibáñez

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO EN PERIODONCIA
BOGOTÁ, 6 DE DICIEMBRE DE 2017**

Bogotá, diciembre de 2017

El Trabajo de grado “Alteraciones de la superficie de los implantes de titanio posterior a la irradiación con láser de diodo: IN VITRO”

Fue elaborado por Gueto Claudia, Narváez Vanessa, Ramírez Angélica como requisito para optar por el título de especialista en Periodoncia.

La sustentación se llevó a cabo 29 de noviembre de 2017

Acta No.

Dr. Fabio Andrés Jiménez Castellanos

Asesor Científico

Dr. Camilo Novoa

Asesor Metodológico

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas
Directora Centro Investigación
Colegio Odontológico- CICO

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: grado “Alteraciones de la superficie de los implantes de titanio posterior a la irradiación con láser de diodo: IN VITRO” Autores: Los Dres. Gueto Claudia, Narváez Vanessa, Ramírez Angélica Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia consideren convenientes.

Claudia Lucia Gueto Molina
C.C 1047429029 de Cartagena

Vanessa Alejandra Narváez Solarte
C.C 1061702051 de Popayán

Angélica María Ramírez Penagos
C.C 1031142292 de Bogotá D.C.

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Nosotros.: Gueto Claudia, Narváez Vanessa, Ramírez Angélica Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado “Alteraciones de la superficie de los implantes de titanio posterior a la irradiación con láser de diodo: IN VITRO” Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en periodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

Claudia Lucia Gueto Molina
CC. 1047429029 de Cartagena

Angélica María Ramírez Penagos
CC. 1031142292 de Bogotá D.C.

Vanessa Alejandra Narváez Solarte
CC. 1061702051 de Popayán

Señores:

Sistema de Bibliotecas de Unicoc (SIBU)
Institución Universitaria Colegios de Colombia
La Ciudad

Autorizamos al Centro de Investigación del Colegio Odontológico de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: “Alteraciones de la superficie de los implantes de titanio posterior a la irradiación con láser de diodo: In vitro” presentado al Centro de investigación como requisito del programa para optar el título de periodoncista siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

Claudia Lucia Gueto Molina
CC. 1047429029 de Cartagena

Angélica María Ramírez Penagos
CC. 1031142292 de Bogotá D.C.

Vanessa Alejandra Narváez Solarte
CC. 1061702051 de Popayán

DEDICATORIA

Le dedicamos nuestro proyecto de investigación a nuestros padres y familiares que estuvieron acompañándonos en todo el proceso, a la universidad por ser la base de nuestros conocimientos y formación durante toda la carrera. A nuestro asesores por guiarnos en toda la investigación e inculcarnos el conocimiento y colaboración en este trabajo

AGRADECIMIENTOS

A Dios padre todopoderoso, nuestro guía y esperanza, a nuestros padres por su amor y su apoyo y fortaleza en cada paso.

A los docentes tutores por su dedicación y por su afán de enriquecer con sus conocimientos a los investigadores y brindar todo su apoyo para superar los diversos inconvenientes durante la investigación.

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “Alteraciones de la superficie de los implantes de titanio posterior a la irradiación con láser de diodo: In vitro”

AUTORES: Claudia Lucia Gueto Molina, Angélica María Ramírez Penagos, Vanessa Alejandra Narváez Solarte

ASESOR CIENTÍFICO Dr. Fabio Jiménez Castellanos

ASESOR METODOLÓGICO: Dr. Camilo Novoa

MATERIAL ANEXO: 2 CD, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Periodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Implantes
dentales, laser, periimplantitis,
titanio.



TABLA DE CONTENIDO

Introducción.....	2
1. Aspectos teórico-científicos.....	4
1.1 Planteamiento del problema.....	4
1.2 Justificación.....	6
1.3 Propósito.....	8
1.4 Antecedentes.....	8
1.5 Marco teórico (legal, conceptual, teórico).....	12
1.6 Objetivos generales y específicos.....	41
2. Aspectos metodológicos.....	41
2.1 Tipo de estudio.....	41
2.2 Objeto de estudio.....	41
2.3 Material objeto de estudio.....	41
2.4 Unidad de observación.....	41
2.5 Muestra.....	42
2.6 Criterios de selección.....	42
2.6.1 Criterios de inclusión.....	42
2.6.2 Criterios de exclusión.....	42
2.7 Procedimiento (muestra, definición y operacionalización de variables, Instrumentos de recolección de datos, procesamiento de la Información).....	42
2.8 Aspectos éticos.....	46
2.9 Estadístico.....	47
3. Resultados.....	48
4. Discusión.....	49
5. Conclusiones.....	51
6. Recomendaciones.....	52
7. Referencias bibliográficas.....	53
8. Anexos.....	65

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la colocación de implantes dentales se ha convertido en una opción de tratamiento para el reemplazo de dientes perdidos a causa de diferentes enfermedades o trauma, obteniendo resultados favorables a largo plazo (1).

El resultado duradero del tratamiento con implantes dentales depende de la condición de la salud de los tejidos blandos y duros alrededor del implante. La prevención de patologías se inicia controlando o eliminando los factores de riesgo de aparición, realizando así el diagnóstico precoz de cualquier alteración perimplantaria (2). La periimplantitis es un proceso inflamatorio que afecta a los tejidos blandos y duros dando como resultado la pérdida progresiva de hueso. Múltiples factores pueden influir en la adhesión de la biopelícula en el implante, entre ellas la rugosidad, demostrando favorecer la colonización de bacterias procedentes del biopelícula subgingival (3).

La descontaminación de las superficies de los implantes es considerada el principal objetivo en el tratamiento de enfermedades periimplantarias. Entre los métodos de descontaminación encontramos métodos mecánicos y químicos los cuales son utilizados para la descontaminación de superficies en implantes (4).

La literatura reporta estudios sobre el uso de la terapia con láser de diodo para la descontaminación de implantes, lo que conduce a que sea considerada una opción terapéutica en el tratamiento de enfermedades periimplantarias. Estudios reportan la utilización de diferentes tipos de laser donde se incrementó el uso por las ventajas asociadas a la ablación de los tejidos sin

contacto, a la reducción del sangrado, menor inflamación y por el gran potencial de eliminación de bacterias (5, 6).

Autores como Stubinger y cols., han investigado sobre distintos láseres tratados en periodoncia, demostrando que al irradiar diferentes tipos de superficies con los láseres Er: Yag y Nd:YAG se producen alteraciones superficiales en los implantes, como pérdida de la porosidad y microfracturas. Recientemente el láser de diodo ha sido visto como opción eficaz en la descontaminación de las superficies de los implantes en casos de peri-implantitis, debido a que presenta un amplio rango de aplicación en tejidos blandos. Actualmente su aplicación en el tratamiento de la periimplantitis se basa en conseguir la descontaminación de la superficie implantaría. Varios estudios demuestran el efecto del láser en la superficie de titanio. Sin embargo, el problema que pueden presentar estos láseres es la modificación y el incremento de la temperatura superficial, lo que puede depender de los parámetros de potencia que se utilice (7).

Debido a esto, surge la necesidad de determinar los posibles efectos tras la irradiación con láser de diodo, antes de considerarlo como una opción de tratamiento y así poder integrarlo al ámbito clínico. Por lo cual el objetivo de este estudio es identificar los cambios en la topografía superficial (R_a) de los implantes dentales de titanio con tratamiento de grabado ácido (SLA) irradiados con láser diodo a diferentes potencias.

1. ASPECTOS TEORICOS CIENTIFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La colocación de implantes dentales se ha convertido en un tratamiento de rehabilitación frecuente en el reemplazo de uno o más dientes perdidos a causa de enfermedad o trauma, se ha convertido en un tratamiento de rehabilitación donde diversos pacientes requieren reemplazar dientes ausentes, logrando objetivos que logren cambios estéticos y funcionales (8-11) Tales condiciones han permitido que la colocación de implantes dentales sea una de las técnicas más utilizadas y exitosas en la odontología contemporánea, con cifras superiores al 95% de éxito (12,13).

Los implantes dentales presentan diferentes tipos de superficies no todas se comportan de igual manera; con superficies de alta rugosidad, mayor es el área de afinidad celular a si mismo mayor es la cantidad de hueso alrededor de la superficie del implante permitiendo un incremento en la interacción biomecánica del implante con el hueso; tales condiciones son determinantes para evitar el fracaso del mismo (14,15). Bajo estas consideraciones, queda en evidencia que la topografía superficial del implante afecta la respuesta tisular, celular y cantidad de hueso formado en la interface implante-hueso (16); sin embargo, la rugosidad superficial también puede influir negativamente, al aumentar el área disponible para la fijación microbiana, lo que finalmente lleva a la generación de enfermedades como la periimplantitis. (17).

Es indispensable realizar un proceso de remoción de los microorganismos que puede ser tanto mecánica y química, la Instrumentación mecánica nos ayuda a

la reducción de la carga bacteriana de las bolsas peri-implantares y la descontaminación de la superficie del implante.

Actualmente se han presentado cada vez más casos donde se hace uso de diferentes tipos de láseres para la remoción mecánica de biopelícula (18,19). La problemática presente se encuentra a nivel nacional donde la información es escasa respecto a la influencia que tiene dicha remoción sobre las alteraciones producidas en la superficie del implante.

Múltiples láseres han sido evaluados, entre ellos el diodo de itrio-aluminio-el cual posee moléculas de erbio (Er: YAG), con pocos años de introducido al mercado y cuya radiación se encuentra dentro del rango de la luz infrarroja, tiene una longitud de onda de 2940 nanómetros, la cual se caracteriza por tener buena absorción al agua, haciendo que sea particularmente indicada para una precisa y localizada ablación de los tejidos biológicos que la contienen (20); también se cuenta con el diodo láser que cuenta con mayor reconocimiento por los profesionales (21); pero de los cuales aún se tienen vacíos sobre los cambios que éstos producen a la superficie de implante.

Los fracasos en los implantes se presentan por una variedad de razones, ya sean factores biológicos, asociados a la ausencia de oseointegración o factores mecánicos. La literatura reporta que, dependiendo de los parámetros del láser y las propiedades superficiales, el láser puede causar alteraciones en la morfología de las superficies de los implantes, por lo cual es necesario conocer las alteraciones que se producen en la superficie del implante (7).

De esta manera se pretende realizar un estudio, donde podamos establecer diferentes alternativas de tratamiento con la utilización del láser en las clínicas de Mantenimiento en el postgrado de periodoncia, con la cual se busca dar solución a la siguiente pregunta.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuáles son las alteraciones en la superficie de los implantes de titanio posterior a la irradiación con láser de diodo a diferentes potencias?

Hipótesis nula: No existen diferencias en las superficies de los implantes al ser irradiado con láser de diodo a diferentes potencias.

Hipótesis alterna: Existen diferencias en las superficies de los implantes al ser irradiado con láser de diodo a diferentes potencias.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Los implantes dentales son alternativas de tratamiento en rehabilitación dental más frecuentes durante la práctica odontológica gracias a su previsibilidad y éxito, ubicándolos en una posición privilegiada al momento de realizar la selección terapéutica (8).

A nivel de implantes dentales se ha trabajado con gran variedad de materiales; sin embargo, uno de los de mayor elección para la realización de los implantes es el titanio, principalmente por sus características mecánicas como la buena resistencia a la corrosión y, físicoquímicas que incluyen la biocompatibilidad, lo

que se traduce al final en una gran capacidad de osteointegración (22). Conscientes del papel determinante de este proceso, existe un interés constante por investigar e innovar en aspectos como la tecnología de los tratamientos y los procesos superficiales que se pueden llevar a cabo en el implante dental (23). Así, es necesario que en la actualidad el odontólogo esté en la capacidad de seleccionar, no sólo el mejor sistema de implantes, sino que además sea capaz de desarrollar las mejores técnicas de mantenimiento en pro de garantizar la durabilidad a largo plazo del implante. Idealmente los instrumentos utilizados para limpiar eficazmente estas superficies deben causar un daño mínimo o ninguno, no deben crear una superficie propicia para la colonización bacteriana y no debe afectar el tejido del implante (17).

Ante esta situación, los láseres son una alternativa ideal, pues además de la ablación tisular sin contacto, acompañada de menos sangrado, menos hinchazón y limitada formación de dolor y cicatriz, cuentan con un potencial único para eliminar las bacterias superficiales, descontaminando las superficies infectadas de los implantes dentales y los tejidos adyacentes (24, 25). Lo que llevó al desarrollo de esta investigación que tiene por objetivo identificar in vitro las alteraciones en la superficie de los implantes de titanio que pueden producir el láser de diodo durante la remoción de biopelícula.

1.3 PROPÓSITO

Con los resultados que se obtengan en este estudio, se tendrá mayor conocimiento y aporte investigativo sobre las alteraciones que se puedan producir en las superficies de los implantes dentales, después de la utilización del láser. Lo cual resulta relevante en la toma de decisiones relacionadas con el método más pertinente que minimice las alteraciones en la estructura de la superficie de los implantes para la realización de instrumentación mecánica y descontaminación, estableciendo los instrumentos óptimos al momento de realizar raspaje y alisado peri implantar.

1.4 ANTECEDENTES

En el estudio de Romanos y cols. en el 2000 (26) Los láseres dentales se han recomendado para descontaminar las superficies de los implantes cuando se trata la periimplantitis. El objetivo de este estudio fue mostrar las posibles alteraciones en las superficies del disco de titanio usando un Nd: Yag O un láser de diodo.

Se usaron tres discos de titanio diferentes, arenado ,plasma TPS e hidroxiapatita recubiertos con HA para determinar los efectos de la irradiación láser sobre estas superficies se utilizo un microscopio electrónico de barrido SEM. Los discos se irradiaron con un láser Nd: YAG pulsado con una piezas de mano y configuraciones de potencia de 2.0, 4.0 y 6.0 W o con un diodo láser a 5.0 ,10.00 y 15.0W de potencia y onda continua en la pieza de mano de contacto. las áreas irradiadas se compararon con los sitios de control de titanio que no se sometieron a láser. los especímenes se prepararon para el examen

sem después de la irradiación del disco, el examen sem demostró una fusión extensa en todas las áreas irradiadas con láser Nd: YAG. el daño se observó en todos los discos incluso en la configuración de potencia más baja. se observó pérdida de porosidad, microfracturas de revestimiento y una superficie relativamente lisa en contraste, el láser Diode no causó ningún daño. en cambio, el láser de diodo no causó ningún daño ni modificó la superficie del disco. independientemente de la fijación de potencia, hubo una diferencia visible entre las superficies con y sin láser después de la irradiación de cw con el láser de diodo. a partir de estos hallazgos, se concluyó que el láser de diodo 980 nm no daña las superficies de titanio, lo que debería ser valioso para tratar la periimplantitis.

En el estudio de **Castro y cols. en el 2007** (27) analizaron las posibles alteraciones morfológicas de las superficies de los implantes después de usar irradiación con láser de diodo de 980 nm (InGaAsP) a varias potencias en Cinco implantes de superficie lisa con una longitud de onda de 980 nm, energía de 2 W de potencia aplicada con repetición de (Pulso de 100 seg y una parada de 50 seg), 2 mm de diámetro, esto enfocado y perpendicular al implante sin contacto, y enfriamiento continuo con suero salino para evitar cualquier cambio no deseado en temperatura La pieza de mano del láser de diodo se mantuvo en una distancia de 2.5 mm desde la superficie del implante. Los efectos de la irradiación con láser de diodo in vitro en la superficie propiedades de los implantes chorreados con dióxido de titanio (TiOblast) ST-implantes®, Astra Tech AB, Mölndahl, Suecia) fueron examinados. Cinco implantes, 13 mm de

largo y 4.0 mm de diámetro, fueron usado en este experimento, la composición del implante es titanio comercialmente puro.

El Tratamiento láser de La superficie de cada implante fue tratada por un período de 60 segundos en las primeras roscas de los implantes. Los implantes de superficie fueron tratados usando un contacto no pulsado de potencia de 1 W, que es comúnmente utilizado para la descontaminación de implantes (grupo 1) usando un modo continuo a 15 W, que correspondía a la energía máxima que el dispositivo permitía (grupo 2). Los efectos de superficie se analizaron mediante SEM. Un implante dental sin irradiación se utilizó como control negativo para los grupos de estudio (grupos 1 y 2). Todos los experimentos se realizaron en el mismo día. En los días siguientes, las preparaciones para el análisis SEM fueron hecho, y las imágenes fueron tomadas por SEM. Cada implante fue examinado para observar cambios en la morfología y alteraciones superficiales.

El examen SEM no mostró alteraciones en los implantes de titanio que fueron irradiados, no se mostró daños superficiales como pérdida de porosidad, alteraciones tipo cráter, microfracturas incluso en la irradiación de la potencia más alta (figuras 1 y 2). los resultados mostraron que el láser de diodo no modificó las superficies de los implantes dentales sea cual sea el uso de la potencia.

En el estudio de **Stubinger y cols en el 2010** (7) refieren que el láser es un método popular para contribuir en la terapéutica del manejo de la periimplantitis, se desconoce aun el alcance completo de sus efectos en las superficies de los implantes. el propósito de la investigación fue analizar la influencia clínica tras el uso del láser Er: Yag , laser Co2, y laser de diodo en implantes con diferente tratamiento de superficie , utilizaron 6 arenados y 6 grabado ácido fueron irradiados a 9 diferentes configuraciones de energía. (n:54 arenados y 54 grabado ácidos) con Er: Yag, co2 y laser de diodo. cada disco fue irradiado en 6 circulares áreas de 5 mm de diámetro y a una distancia de 1 mm con las especificaciones del láser por 10 segundos, los discos de titanio fueron observados con microscopia electrónica SEM, (philips xl 30) para observar la topografía de los implantes, evidenciando las posibles alteraciones causadas por la irradiación láser.

El láser de co2 y el láser de diodo no mostraron ninguna alteración en ninguna de las superficies de grabado ácido y arenado en contraste en los discos de titanio irradiados en la superficie arenada y grabado acido mostraron alteraciones en la superficie de los implantes cuando fueron irradiadas con láser Er: YAG en la superficie con grabado acido mostro alteraciones cuando se irradio a a 300 mj/ 10 hz a 10 segundos en las superficies arenadas los discos no mostraron alteraciones, cuando se irradio con el Er: YAG a una alta energía de 500 mj/10 hz por 10 segundos .

1.5 MARCO TEORICO

1.5.1 CAPITULO I

PATOLOGÍA PERIODONTAL Y PERIIMPLANTAR

Definición y conceptos

La periodontitis es una enfermedad inflamatoria asociada a una infección bacteriana. La respuesta de los tejidos periodontales a la infección se encuentra influenciada tanto por factores genéticos, así como por factores ambientales. Por lo cual la periodontitis se considera una entidad compleja con una etiología multifactorial. Durante el siglo pasado la clasificación de la periodontitis ha expresado las teorías actuales acerca de la etiología y la patogénesis de las enfermedades periodontales. Las presentaciones más comunes de la periodontitis pueden ser incluidos en las categorías de periodontitis crónica y agresiva (28).

Las enfermedades peri implantarias son procesos inflamatorios en los tejidos que rodean a los implantes osteointegrados, causadas por la presencia de un Biofilm en individuos que puede o no ser más susceptibles. Según la severidad, estas enfermedades peri implantarias pueden ser clasificadas en: mucositis, periimplantitis, según el Consensus report of the sixth european workshop on periodontology se evidencia prevalencia de Mucositis de un 63.4% y periimplantitis en un 18.8% (29). La mucositis se define como eritema e inflamación de la mucosa periimplantaria acompañada de sangrado y/o supuración al sondaje. La descripción del proceso inflamatorio del implante con mucositis es bastante similar a la de gingivitis alrededor de los dientes

naturales, de igual manera se observan glicoproteínas de la saliva, que en este caso se encuentran adheridas a las superficies de titanio expuestas con colonias microbianas (30).

Periimplantitis

El término periimplantitis suele aparecer en la literatura como sinónimo de fracaso de los implantes, aunque muchas veces, tras la realización del tratamiento adecuado, se consigue detener la enfermedad periimplantaria con la cicatrización de los tejidos periimplantarios. El fracaso de los implantes puede ser un fracaso temprano, relacionado con la falta de contacto íntimo entre hueso-implante, que impediría la osteointegración del implante; o un fracaso tardío, una vez el implante ya se ha osteointegrado (31).

La periimplantitis, se define como un proceso inflamatorio que afecta a los tejidos duros que rodean un implante osteointegrado, dando como resultado una pérdida de soporte óseo alrededor de los implantes, la cual está frecuentemente asociada a un aumento de la profundidad de sondaje (>5 mm) y a la presencia de sangrado y/o supuración al sondaje. El fracaso periimplantario puede cursar con dolor, movilidad y exudado purulento (32).

La periimplantitis es una enfermedad progresiva y es una enfermedad irreversible del implante que rodea a los tejidos duros, se acompaña con la resorción ósea, disminución de la osteointegración, el aumento de la formación de bolsas, sangrado al sondaje, pérdida de hueso profundidades al sondaje ≥ 5 mm con pérdida de inserción del implante (33).

Antecedentes Históricos

Roos-Jansåker y cols, en el 2006 (34) mostraron que durante un período de observación de 9-14 años en 218 pacientes y 999 implantes, el 48% de los implantes y el 76,6% de los pacientes presentaban una profundidad de sondaje ≥ 4 mm con sangrado y el 7% de los implantes y el 18,3% de los pacientes presentaban profundidades de sondeo ≥ 6 mm con sangrado. Observaron que el 16,0% de los implantes y el 48% de los pacientes tenían bolsas ≥ 4 mm y sangrado, pero no con pérdida ósea pérdida ósea concomitante. El diagnóstico de peri-implantitis en este estudio se realizó con pérdida ósea mínima de 1,8 mm después del primer año en combinación con el sangrado y / o pus al realizar sondaje.

Atieh y cols, en 2013 (35) analizaron estudios, donde se aplica una definición de mucositis periimplantaria como inflamación con un índice de hemorragia ≥ 2 y / o supuración, pero sin pérdida ósea. La periimplantitis se define como la presencia de mucosa inflamada con un sangrado positivo, PD ≥ 5 mm, y pérdida ósea acumulada de ≥ 2 mm y / o ≥ 3 roscas de implante. Se seleccionaron 9 artículos, donde se incluyó un total de 6.283 implantes y 1.497 pacientes seguidos durante un período de observación que oscila entre cinco años y más de 10 años. En los pacientes la frecuencia global de mucositis periimplantaria y periimplantitis fue del 63,4% y 18,8%, respectivamente. A nivel del implante, la frecuencia general de mucositis periimplantaria y peri-implantitis fue 30,7% y 9,6 respectivamente.

Indicadores y Morbilidad

El éxito de los implantes dentales se evidencia por su permanencia durante el período de carga activa, limitando la pérdida de hueso crestral, la formación de bolsas, sangrado al sondaje y la pérdida de inserción. Sixth European Workshop's consensus on periodontics reporto prevalencia de mucositis en el 50% de los implantes (80% Pacientes) y una prevalencia de peri-implantitis en el 12-40% de Implantes (28-56% de los pacientes) (36). La controversia sobre la prevalencia se debe a muchos factores, como las definiciones utilizadas, las características de la población evaluadas y el período de seguimiento (37).

Berglundh y cols, en 2002 (38) informaron que la frecuencia de peri-implantitis puede variar entre 0% y 14,4. Por otra parte Atieh y cols, en 2013 (35) describió la frecuencia de Mucositis en 63,4% de los Participantes y el 30,7% de los implantes, mientras que la periimplantitis ocurrió en el 18.8% de participantes y el 9,6% de los implantes.

Zitzmann y cols, en 2006 (39) en su estudio evaluaron la incidencia de peri-implantitis en pacientes con historia de periodontitis, en el cual se encontró casi seis veces más alta, que en pacientes que no tenían historia de periodontitis. Después de 10 años de 10% a 50% de los pacientes desarrollaron signos de peri-implantitis.

Duque y cols, en 2016 (37) realiza un estudio donde estimaron la prevalencia de mucositis y peri-implantitis en la ciudad de Medellin, Colombia; en el cual reportaron que tras un año posterior a la carga del implante, la prevalencia de mucositis y peri-implantitis fue de 81.2% y 15.6% respectivamente.

Factores Etiológicos

La cavidad oral humana esta colonizada por al menos 600 diferentes especies bacterianas, que son más inocuos, de estos, al menos 400 especies se encuentran en la región subgingival y, por lo tanto, las bolsas periodontales actúan como reservorio de patógenos periodontales (40).

La transmisión de los patógenos periodontales desde la dentición residual al implante ha sido reportado, en los pacientes con un elevado número de bacterias patógenas periodontales se observa que hay un mayor riesgo de infección cruzada entre dientes con enfermedad periodontal y dientes con implantes (41).

La presencia de bacterias periodontopáticas se ha reportado como un indicador de riesgo para la mucositis peri-implante. El micromedio (es decir surco/bolsas) alrededor de los implantes puede favorecer la colonización de bacterias gram-negativas anaeróbicas. Una interacción dentro de la biopelícula también puede contribuir a la agregación de microorganismos, lo que permite la destrucción de los tejidos peri implante (41).

Se demuestra que la enfermedad periodontal tiene patógenos *A. actinomycetemcomitans*, *P. gingivales*, *P. intermedia* (Pi), *P. nigrescens*, *T.*

forsythus y *T. dentícola* pueden encontrarse en zonas con enfermedad periimplantar, sin embargo, no sólo la presencia de estos patógenos son capaces de causar enfermedad, los estudios también han indicado microorganismos que no son frecuentemente encontrados en pacientes con periodontitis (*Staphylococcus aureus*, *Enerobacteriaceae*, *Candida albicans* y *Pseudomonasa eruginosa*) están presentes en áreas con una diagnóstico clínico de peri-implantitis. La respuesta inmune local, determinada por la interacción entre las moléculas y células, puede promover una mayor protección o susceptibilidad a varias respuestas inflamatorias e infecciosas (42).

La respuesta del huésped está influenciada por varios posibles factores de riesgo, incluyendo factores genéticos, los estudios indican que la periodontitis crónica puede tener un fondo genético, así como la periimplantitis. Los pacientes que reciben tratamiento con implantes y tienen antecedentes de periodontitis anteriores han demostrado previamente respuesta inflamatoria destructiva en el periodonto, y en presencia de un cambio en la microbiota se da respuesta inflamatoria exacerbada que puede desencadenarse en el desarrollo de la periimplantitis y, en consecuencia, la pérdida del implante (43).

Diagnóstico

Ninguna de las declaraciones de consenso de la EFP o EAO reporta un determinado valor de profundidad de sondeo mediante el cual se pueda hacer un diagnóstico de mucositis o Peri-implantitis, si no, más bien, se refieren a la

presencia de sangrado en el sondeo para la mucositis y pérdida ósea progresiva para peri-implantitis (36).

Mombelli y Lang en 1994 (44) afirmaron que las bolsas de 5 mm o más pueden servir como hábitat ideal para la protección de los patógenos de la enfermedad peri-implante, aunque no implican que un $PD \geq 5$ mm es un criterio de diagnóstico para peri-implantitis. De hecho, observan que el diseño del implante y las características superficiales, pueden hacer que el sondaje sea imposible o que se aumente la resistencia a la penetración de la sonda, y que las recesiones marginales del tejido pueden darse por una interpretación errónea de la EP como indicador de pérdida ósea. Por estas razones, el nivel de vinculación en relación con un punto de referencia fijo en el implante o su supraestructura debe utilizarse como referencia para el diagnóstico del implante.

Froum y Rosen en 2012 (45) proponen una clasificación que utiliza como criterio el diagnóstico, con un método dicotómico basado en PD y hueso, clasificando la enfermedad en tres estadios clínicos: Temprana, con $PD \geq 4$ mm y pérdida ósea de menos del 25% de la longitud del implante; Moderada, con $DP \geq 6$ mm y pérdida ósea entre 25% y 50% de la longitud del implante; Y avanzado, con una $DP \geq 8$ mm y pérdida ósea de más del 50% de la longitud del implante. Se deben tomar radiografías regularmente para evaluar el posible aumento de la pérdida ósea.

Alternativas terapéuticas

La eliminación mecánica de la biopelícula de la superficie del implante se considera una prioridad para el tratamiento etiológico de la periimplantitis. Su objetivo es la eliminación de las toxinas de la superficie del implante con el fin de producir una superficie compatible con la salud, para promover la re-oseointegración (44).

La dificultad principal reside en la rugosidad de la superficie del implante, lo que facilita la adhesión bacteriana y la colonización. Según Teughels y cols. En 2006 (18) además de su composición química, la rugosidad de la superficie del implante tiene un impacto significativo en la cantidad y calidad de la placa formada en las superficies rugosas y tienden a aumentar la adhesión de placa bacteriana en las superficies de los implantes.

Para evitar el desarrollo de la periimplantitis, es importante que estén inscritos en un programa de mantenimiento estructurado logrando obtener éxito a largo plazo de la terapia de implante dental, es esencial que el paciente pueda mantener tejidos peri implante sanos. Si se permite que los microorganismos desarrollen complejos patogénicos alrededor de los implantes, se observa avance en la destrucción ósea y el implante fracasará (44).

INSTRUMENTACIÓN MECÁNICA

La instrumentación mecánica en las superficies de los implantes es considerada como uno de los tratamientos de elección para el mantenimiento peri-implantar. Radica principalmente en la descontaminación de la superficie de los implantes, con el fin de eliminar factores locales predisponentes a enfermedad peri-implantar, controlando la infección y de igual forma previniendo la progresión de la enfermedad teniendo en cuenta los efectos de los diferentes métodos utilizados en las diferentes superficies de los implantes (46, 47).

El tratamiento no quirúrgico en diversas ocasiones se ha considerado como un tratamiento limitado y que no tiene ningún efecto, sin embargo ha demostrado ser una opción viable para el tratamiento de mucositis y peri-implantitis, y se ha recomendado como primer paso para el enfoque terapéutico de la periimplantitis. La instrumentación mecánica en implantes debe ir enfocada no solo al tratamiento de enfermedades peri implantares, sino también en la prevención y en el mantenimiento de los implantes, aun en ausencia de signos clínicos de inflamación (48).

La instrumentación mecánica en casos de periimplantitis está indicada principalmente cuando hay pérdida ósea incipiente, la cual implica la eliminación de irritantes locales con o sin descontaminación de la superficie, antibióticos sistémicos o algunos agentes o dispositivos coadyuvantes (46).

Además de las limitaciones debido a la accesibilidad y la anatomía de los implantes y sus aditamentos protésicos, en comparación con los dientes naturales, la instrumentación debe eliminar los depósitos blandos y duros de forma segura sin causar muchas alteraciones de la superficie y al mismo tiempo mantener o recuperar la biocompatibilidad. Dado que los cambios de superficie por sí mismo no necesariamente conducen a un aumento de la formación de biopelícula y no hay ninguna recomendación clara para el tipo de instrumento que se debe utilizar (48).

Los diferentes instrumentos utilizados para la instrumentación mecánica de implantes dentales, debe ser eficaces, causar mínimo daño en la superficie de los implantes y tener durabilidad. Se han propuestos varios instrumentos y procedimientos como alternativa para la eliminación de depósitos bacterianos del área supra y subgingival peri-implantar (49).

La eficacia de limpieza de la superficie de implante esta significativamente influenciada por las estructuras de superficie del implante y por los métodos de limpieza. Los métodos de limpieza se han basado en los siguientes procedimientos:

Instrumentación mecánica: en la cual se utiliza instrumentos como los raspadores manuales como curetas plásticas y de carbono, cepillos profilácticos, copa de caucho, escaladores sónicos y ultrasónicos con puntas de carbono o polieteretercetona, aire abrasivo.

Descontaminación bacteriana: la cual se logra mediante láser, desinfección fotodinámica y gas de ozono.

Procedimientos de desinfección: estos se realizan mediante la aplicación de clorhexidina, ácido cítrico o ácido fosfórico (49).

La selección del instrumento es crucial para la eliminación de toxinas, confort del paciente, así como para la reducción de la fatiga del operador. Aunque los instrumentos más nuevos y avanzados han reducido las limitaciones y desventajas en mayor medida, todavía su uso puede estar asociado con ciertas consecuencias inevitables, como alteraciones en las superficies de los implantes dentales (50).

2.5.2 CAPITULO II

CARACTERIZACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES

Generalidades

Los implantes dentales son dispositivos disponibles en diferentes materiales, que se utiliza con el objetivo de reemplazar dientes perdidos, manteniendo una conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie del implante. Los implantes dentales se pueden encontrar en diferentes longitudes y diámetros, con diversas propiedades superficiales, formas de cuerpo, plataformas y recubrimientos (51).

Diferentes materiales se utilizan para la fabricación de Implantes dentales, incluyendo: titanio con diversos grados de Pureza, aleaciones de titanio y cerámicos, siendo más utilizados los implantes de aleaciones de titanio, por sus propiedades mecánicas. El Titanio (Ti) es un elemento no esencialmente

metálico con el número atómico 22 y un color plateado. Es el séptimo metal más abundante en la tierra. Al combinar titanio con otros elementos se producen fuertes aleaciones ligeras que proporcionan resistencia a la corrosión, mostrando niveles altos de resistencia/densidad. Debido a esto y a la biocompatibilidad del titanio y aleaciones de titanio, estos han sido utilizados como una buena alternativa en medicina invasiva, cirugía y odontología (51, 52).

Numerosas modificaciones de la superficie, incluyendo arenado, grabado ácido, modificación de la superficie con láser, oxidación anódica, recubrimiento con hidroxiapatita, plasma de titanio o una combinación de estos procedimientos se han desarrollado y se utilizan en la actualidad con el objetivo de mejorar la actuación clínica (51).

SUPERFICIES DE LOS IMPLANTES DENTALES

Diferentes técnicas, han sido empleadas para modificar la superficie maquinada de titanio, incluyendo arenado y grabado ácido, para una mejor adherencia y propagación de osteoblastos comparado con las superficies maquinadas. Los implantes de titanio con arenado y grabado ácido, han demostrado mayor contacto hueso-implante. Arenado y grabado ácido son las técnicas que más se utilizan comercialmente para el tratamiento de superficies de los implantes de titanio (53).

En los últimos años, la optimización de las superficies de titanio de los implantes se ha elaborado para la mejora de proceso de osteointegración. Varios métodos han sido desarrollados para obtener diferentes superficies de los implantes, que puede resultar en variaciones de la topografía y composición química. La superficie del implante determinada por estos tratamientos puede afectar la adsorción de proteínas, activación y agregación de plaquetas, la retención de fibrina, la interacción de la superficie celular y el tejido celular en el desarrollo de la interfaz implante-hueso (54).

Los tratamientos de superficie se llevan a cabo normalmente para modificar y mantener las propiedades deseables de los materiales de sustrato especialmente en la industria de implante dental. El área de superficie se puede incrementar notablemente mediante el uso de técnicas adecuadas de modificación, ya sea por procedimientos de adición o sustracción procedimientos (55).

Los tratamientos de la superficie también se pueden clasificar en métodos mecánicos, químicos y físicos. En el implante dental, el tratamiento de la superficie se utiliza para modificar la topografía de la superficie y la energía superficial, lo que resulta en una mejora de la humectabilidad, el aumento de la proliferación y crecimiento celular y la aceleración del proceso de osteointegración (55).

Park y cols. (53), han demostrado que la adhesión bacteriana está influenciada por la rugosidad de las superficies. Un alto grado de adhesión bacteriana fue

observado en superficies rugosas en comparación con superficies suaves. Además, la remoción de placa de superficies rugosas fue más difícil que la remoción de placa en superficies maquinadas. Implantes expuestos a la cavidad oral pueden ser limpiados por el paciente utilizando medidas de higiene oral diariamente.

Superficie con grabado ácido

El uso de ácidos se ha introducido en las superficies metálicas no sólo para limpiar la superficie, sino también para modificarla rugosidad. Un ácido fuerte como fluorhídrico (HF) nítrico (HNO₃), y sulfúrico (H₂SO₄) o una combinación de estos ácidos se utiliza comúnmente en esta técnica. La rugosidad de titanio es uno de los factores que ayuda en la determinación de la estabilidad de la formación de hueso y la resorción en la interface de hueso-implantes (55).

Superficie con Arenado

Otro enfoque para hacer rugosa la superficie de titanio consiste en el arenado de los implantes con partículas cerámicas duras. Estas partículas se proyectan a través de una boquilla de alta velocidad por medio de aire comprimido. Las partículas pueden ser de diferentes tamaños, que dependiendo de este se producirán diferentes rugosidades de superficie de los implantes de titanio. Para realizar este tipo de tratamiento de superficie de implantes, se han utilizado diversas partículas de cerámica como alúmina, óxido de titanio y partículas de fosfato de calcio (56).

2.5.3 CAPITULO III

Laser

Generalidades

El término LASER es el acrónimo de “Amplificación de Luz por la emisión estimulada de radiación”. Consiste en una radiación luminosa electromagnética que puede encontrarse en la parte visible o invisible (infrarrojo o ultravioleta) del espectro. Está compuesto por un medio activo que condiciona la longitud de onda de la radiación láser obtenida, lo cual determina la calidad o tipo de interacción láser-tejido, este medio activo puede ser líquido, sólido o gaseoso (57). También está compuesto por un sistema de bombeo, el cual favorece la excitación de átomos y moléculas del medio activo para que se emitan los fotones de la luz láser; y por último se compone por un resonador óptico, el cual es un sistema de dos espejos que amplifican el efecto del láser y aseguran que la luz emitida posea cualidades como (58):

- Coherencia: Todos los átomos del medio activo emiten fotones en fase y, por lo cual las características del haz son idénticas en un mismo momento en dos puntos diferentes, así como en dos momentos diferentes en un punto.
- Monocromaticidad: El medio activo que se emplee, va a condicionar que toda radiación emitida tenga la misma longitud de onda.
- Colimación: todos los fotones se van a propagar en una misma dirección.

Antecedentes históricos

En 1917, Albert Einstein propuso las bases para la invención del láser y su predecesor, el "Maser", al teorizar que la amplificación fotoeléctrica podía emitir una sola frecuencia o emisión estimulada (59).

El término LASER es el acrónimo de "Amplificación de Luz por la emisión estimulada de radiación" y fue introducido por primera vez al público en 1959, en un artículo de un estudiante graduado de la Universidad de Columbia, Gordon Gould (60).

Theodore Maiman, construyó el primer funcionamiento láser, mediante el uso de una mezcla de helio y neón (61). En 1961, se desarrolló un láser generado a partir de cristales de itrio-aluminio-granate tratados con neodimio al 1-3% (Nd: YAG). Posteriormente en 1962, se desarrolló el láser de argón, mientras que el láser de rubí se convirtió en el primer láser médico en coagular las lesiones de la retina, cuando fue utilizado en 1963. En 1964, Patel desarrolló el láser de CO₂. Hoy en día los láseres de diodo están siendo ampliamente utilizados en el campo de la odontología (60).

Maiman en la década de 1960', introdujo por primera vez el láser en el campo de odontología, lo que ha llevado a la realización de continuas investigaciones en la búsqueda de las diferentes aplicaciones en la práctica odontológica (61).

El primer láser dental que se introdujo fue el Nd: YAG, el cual ofreció ventajas de ablación de tejidos blandos, hemostasia y control bacteriano. Sin embargo, las investigaciones sobre el uso de este láser como complemento de la implantología muestran conclusiones de altos efectos de energía de calor máximo producidos a nivel de tejido blando durante el tratamiento periimplantario, causando daños tanto a la superficie del implante como al

hueso circundante. Lo que llevó a una disminución del uso del láser en conexión con implantes, que permaneció durante varios años (60).

Tipos de Laser

Los diferentes tipos de láser en odontología se clasifican de acuerdo al medio activo utilizado, según la aplicabilidad en los tejidos (tejidos duros o tejidos blandos), de acuerdo al rango de longitud de onda y de acuerdo al riesgo asociado con la utilización del láser. Los más utilizados en odontología son (62, 63):

Laser de dióxido de carbono

Este tipo de láser emplea como medio activo el dióxido de carbono. La longitud de onda del láser de CO₂ tiene una afinidad muy alta por el agua, resultando en la eliminación rápida de tejido blando y la hemostasia con una profundidad muy baja de penetración. Emite una radiación de 10600 nm, que pertenece al espectro de radiación infrarroja, y no visible. Aunque posee la absorbencia más alta de cualquier láser, las desventajas del láser de CO₂ son su tamaño relativamente grande y alto costo y las interacciones destructivas de los tejidos duros (64, 65).

Neodímio yttrium aluminium garnet laser

Es un láser sólido que emplea como medio activo un cristal de Itrio granate de aluminio contaminado con neodimio. La longitud de onda Nd: YAG es altamente absorbida por el tejido pigmentado, lo que lo convierte en un láser quirúrgico muy efectivo para cortar y coagular tejidos blandos dentales, dando como resultado una buena hemostasia. Emite una radiación de 1064 nm,

perteneciente al espectro de los infrarrojos, por lo que necesita un haz guía constituido por un láser de He-Ne de color rojo. Además de sus aplicaciones quirúrgicas, se han realizado investigaciones sobre el uso del láser Nd: YAG para el desbridamiento sulcular no quirúrgico en el control de la enfermedad periodontal y peri implantar. Este tipo de laser puede trabajar con y sin contacto con la zona a tratar, y generalmente se utiliza de forma pulsada y con spray de agua (66, 67).

Laser de erbium

Emplea como medio activo un cristal de Itrio- granate- aluminio contaminado con erbio. La familia de los láseres del erbio tiene dos longitudes de onda distintas: los láseres Er, Cr: YSGG (granate de yttrium scandium y granate) y los láseres Er: YAG (granate de aluminio ytrio). Las longitudes de onda del erbio tienen una alta afinidad por la hidroxiapatita y la mayor absorción de agua en cualquier longitud de onda de láser dental. En consecuencia, es el láser de elección para el tratamiento de tejidos dentales duros. Emite una radiación con una longitud de onda de 2940 nm, que coincide con el pico máximo de absorción del agua. Además de los procedimientos de los tejidos duros, los láseres de erbio también pueden utilizarse para la ablación de tejidos blandos, ya que los tejidos blandos dentales también contienen un alto porcentaje de agua (68, 69).

Láser de diodo

El medio activo del láser de diodo es un semiconductor de estado sólido hecho de aluminio, galio, arseniuro y ocasionalmente indio, que produce longitudes de onda de láser, que van desde aproximadamente 810 nm a 980 nm. Todas las

longitudes de onda de los diodos se absorben principalmente por el pigmento tisular (melanina) y la hemoglobina. Por el contrario, son poco absorbidos por la hidroxiapatita y el agua presente en el esmalte. La afinidad de la longitud de onda del láser diódico por los patógenos anaerobios puede ser un método útil para la reducción de la carga bacteriana presente en las bolsas periodontales, y en la descontaminación de la superficie de los implantes que fracasan en las alteraciones periimplantarias (70).

Laser en Odontología

Miaman, llevó a cabo una investigación continua en las diversas aplicaciones de láser en la práctica dental (61). Existen dos escenarios con respecto a las aplicaciones del láser en odontología, por un lado, hay láseres para tejidos duros, como, dióxido de carbono (CO₂), itrio de neodimio Granate de aluminio (Nd: YAG) y Er: YAG, que se pueden utilizar tanto para tejidos duros como para tejidos blandos, pero tienen limitaciones como los altos costos y el potencial de daño térmico a la pulpa dental. Por otro lado, existen láseres fríos o blandos, basados en dispositivos de diodos semiconductores, que son compactos, de bajo costo que entran dentro del rango de aplicaciones denominada terapia láser de bajo nivel (TLBI) o “bioestimulación”. Debido a la facilidad, eficiencia, especificidad, comodidad y costos, los láseres están indicados para una amplia variedad de procedimientos en la práctica dental (71, 72).

Aplicaciones en tejido blando

Cicatrización de la herida

En dosis bajas (p. Ej., 2 J / cm²), la aplicación del láser estimula proliferación, mientras que en dosis altas (por ejemplo, 16 J / cm²) es supresivo. Puede

afectar procesos como la maduración de fibroblastos y locomoción. El tratamiento láser de bajo nivel (LLLT) de fibroblastos gingivales ha demostrado inducir la transformación en miofibroblastos (útiles en la contracción de la herida) en fases tempranas. Los efectos positivos de LLLT en la curación de lesiones de aftosa recurrente la estomatitis en humanos también se ha reportado. Existen estudios que indican que LLLT promueve la curación y la dentinogénesis siguientes pulpotomía, como también la curación de la mucositis y ulceraciones orofaríngeas en pacientes sometidos a radioterapia para el cáncer de cabeza y cuello (73-75).

Estética gingival (re-contorneado) y aumento de la corona

Con la introducción del láser de diodo, muchos profesionales han optado por incluir la optimización de la estética gingival como parte del tratamiento de ortodoncia integral, mientras que la gingivectomía convencional es asociado con dolor, malestar y sangrado (76, 77).

Exposición de dientes no erupcionados y parcialmente erupcionados

Un diente impactado o parcialmente erupcionado puede quedar expuesto para unir mediante eliminación de tejido, permitiendo posicionamiento razonable de un soporte o botón. El láser proporciona ventajas como el no sangrado (78).

Eliminación de tejido inflamado e hipertrófico

Las áreas aisladas de hipertrofia de tejido transitorio pueden ser fácilmente extirpadas con el láser de diodo sin referencia especializada (78).

Frenectomías

En casos de un frenillo labial alto o prominente, la frenectomía asistida por láser es un procedimiento simple que está indicado. La Anquiloglosia puede

llevar a problemas con la deglución, el habla, la maloclusión, y potenciales problemas periodontales. Frenectomías realizado con un láser permite la escisión del frenillo sin dolor, sin sangrado, suturas o empaque quirúrgico y sin necesidad de cuidados postoperatorios especiales (79).

Aplicaciones en tejidos duro

Fluorescencia láser

La desmineralización del esmalte con formación de manchas blancas en la superficie bucal de los dientes es relativamente común posterior al tratamiento de ortodoncia. Sin embargo, existen reportes que sugieren que en áreas tan pequeñas de esmalte superficial la desmineralización puede remineralizarse (78, 80).

Preparación de cavidades y eliminación de restauraciones

Láseres como el Er: YAG muestran utilidad en la preparación de cavidades y eliminación de restauraciones. Diversos estudios muestran el uso del láser Er: Yag desde 1988 para eliminar la caries en el esmalte y la dentina mediante ablación, sin el efecto perjudicial del aumento de la temperatura en la pulpa, incluso sin refrigeración por agua, con similares resultados a los dispositivos de aire (81, 82).

Tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria

La hipersensibilidad dentinal es una de las quejas más comunes en la práctica clínica. Al Comparar los efectos desensibilizantes de un láser Er: YAG con los de un sistema de desensibilización convencional en la dentina expuesta cervicalmente se muestra mayor eficiencia e insensibilización de la dentina hipersensible con el láser Er: YAG. Adicionalmente, se logra mayor

mantenimiento prolongado de un resultado positivo que con otros agentes (78, 83).

Otras aplicaciones

Se han reportado diversas aplicaciones del láser como el efecto analgésico. Estudios in vitro hacen referencia a la utilización de láseres de bajo nivel con los cuales se puede lograr el efecto analgésico con diferentes longitudes de onda que van desde 632 nm a 904 nm. Estudios indican que la irradiación local con láser de CO₂ puede reducir el dolor asociado con la aplicación de la fuerza de ortodoncia, sin interferir con el movimiento dental (84).

Otra de las aplicaciones es la reparación y regeneración de nervios en donde la terapia con láser de bajo nivel puede reducir la producción de mediadores inflamatorios de la familia del ácido araquidónico de los nervios lesionados y promover la maduración neuronal y la regeneración después de una lesión. La aplicación directa de esta técnica a la odontología ha dado resultados positivos en la promoción de la regeneración del tejido del nervio dental inferior dañado durante los procedimientos quirúrgicos (85,86).

Usos de los láseres de bajo nivel en general practica dental

Una serie de aplicaciones de láser ha surgido, utilizándose en la práctica clínica como Fotobiostimulación, obturaciones en resina compuesta, detección de caries, desinfección fotoactivada Escaneo láser en odontología restauradora , la Aplicación de laser está asociado a la fotobiostimulación enfocada en el control y el alivio del dolor .La terapia láser implica el uso de laser y luz

infrarroja cercana con tejido para estimular y mejorar la cicatrización , así como reducción el dolor. La longitud de onda incidente determina el efecto -se transmite la luz visible a través de las capas celulares superficiales dermis, epidermis y el tejido subcutáneo (87).

Ondas de luz en los rangos infrarrojos cercanos potencialmente está basado en penetrar varios milímetros por medio de las longitudes de onda, se utilizan para estimular la función y actividad celular. La energía de la luz es absorbida dentro del tejido vivo por fotorreceptores celulares, por ejemplo Una de las principales longitudes de onda de emisión de el láser de argón es el 488 nm azul. Esta longitud de onda coincide con el pico de absorción, un acelerador utilizado en compuesto materiales restauradores de resina. El primer trabajo realizado sobre la efectividad de un fuente de luz de onda de onda de alta densidad, sugirió que la profundidad de curado y dureza del conjunto compuesto ofrece ventajas sobre sistemas contemporáneos de fotocurado. La intensidad del rayo láser incidente, usando bajos niveles de potencia (150-300 mW) ofrecen una luz fuente que mejoraría el restaurador deseado propiedades sin excesiva temperatura de pulpa subir (88).

Detección de caries

Aunque el uso de fluorescencia había sido sugerido para detección de caries ya más que hace un siglo, las técnicas de detección surgieron con la introducción de tecnología láser en el campo dental. En la década de 1980, una aplicación clínica como la detección visual siendo el método de enfoque de en la fluorescencia verde natural del diente tejido fue desarrollado. La técnica usó

un 488 nm longitud de onda para discriminar fluorescencia verde brillante tejido dental sano de escasa fluorescencia de las lesiones de caries. La técnica fue desarrollada más adelante en la década de 1990, en lo que es ahora conocido como fluorescencia cuantitativa inducida por la luz (QLF) utilizando la digitalización de imágenes fluorescentes para cuantificar lo observado pérdida de fluorescencia verde como medida indirecta de pérdida de minerales (89).

Escaneo láser (ortodoncia,odontología restauradora)

El desarrollo de la medición basada en dispositivos laser (utilizando división de haz de un láser de baja energía y detector óptico, ha permitido una replicación precisa de la morfología dental y oral estructuras y materiales utilizados en restauración odontología (90).

El primer uso del escaneo láser fue en el campo de la ortodoncia y el desarrollo facial, para proporcionar imágenes 3D y grabación del tratamiento previo y posterior de las deformidades. Los datos escaneados estaban vinculados al software de la computadora usando CAD (diseño asistido por computadora). Este concepto se ha expandido durante el última década, para permitir el escaneo de restauración cavidades antes de la producción de yeso o restauraciones indirectas (90).

Aplicación del láser en implantología

Los láseres quirúrgicos se pueden utilizar en una variedad de procedimientos con respecto a la implantología, entre estos se incluyen la colocación de implantes, segunda fase quirúrgica, manejo gingival y el tratamiento de la periimplantitis. Sin embargo, la utilización del láser en implantología ha sido

controversial a lo largo del tiempo. Se dice que, dependiendo de la longitud de onda empleada, se puede dar la ablación del tejido blando y la capacidad de descontaminación bacteriana. A pesar de que es aceptado de que el láser es capaz de cortar con precisión tejido blando, como se mencionó con anterioridad existe controversia en cuanto a la longitud de onda adecuada para que se pueda producir una osteotomía suficiente en el tejido óseo para la colocación, además que se tiene que tener en cuenta que durante la preparación para colocación de un implante la temperatura no debe exceder 47 ° en el sitio. Por lo cual, cualquier uso terapéutico de láser en implantología debe abordar este hecho. Adicionalmente, una vez dentro lugar, la posibilidad de daño en la superficie del implante que surge de la luz láser incidente se debe evitar (91, 92).

Los sistemas láser más estudiados en implantología han sido los de CO₂ y Nd:YAG, aunque recientemente se ha dado importancia al estudio de otros sistemas de laser como el láser de Er:YAG y los nuevos láseres de diodo (93).

El primer laser que se introdujo, Nd: YAG a pesar de tener capacidades como la ablación de tejidos blandos, hemostasia y descontaminación bacteriana. Sin embargo, estudios demuestran que los efectos energéticos altos picos de calor producidos durante tratamiento de tejidos blandos y periimplantares, causó daños a la superficie del implante y hueso circundante (26, 94, 95).

Block y cols. en 1992 (94) realizaron uno de los primeros estudios in vitro observando con microscopio electrónico de barrido el efecto del láser de Nd:YAG sobre las superficies de los implantes. En el cual irradiaron implantes con plasma de titanio y plasma de hidroxiapatita, comprobando la presencia de

alteraciones en las superficies, incluso con las mínimas potencias. Además, estudiaron el potencial de descontaminación del láser sobre las superficies contaminadas con *Bacillus subtilis*, comprobando que no tuvo efecto de descontaminación en ningún tipo de implante.

Kreisler y cols. en el 2002 (95) realizaron un estudio evaluando diferentes tipos de láser, concluyendo que el láser de Nd:YAG no es útil para su uso en la descontaminación de superficies de implantes independientemente de la potencia utilizada. Además, las imágenes al microscopio electrónico de barrido mostraron alteraciones en todas las superficies estudiadas aun utilizando la mínima potencia (3,6 J/cm²). Los daños fueron directamente proporcionales a la potencia empleada y consistieron en fracturas, fundiciones y cráteres. Debido a los efectos y características de laser Nd:YAG, es importante considerar los riesgos al utilizarlo alrededor de tejidos peri implantares. Esto ha llevado a que el láser Nd: YAG no se utilizado en la actualidad para tratamientos alrededor de tejidos peri implantares ni implantes.

Estudios como el de Rechman y cols. 2000 (96) refieren que el titanio como metal exhibe reflectancia a la energía de la luz incidente con respecto a las longitudes de onda de los láseres actuales, la reflectividad es más baja en el rango 780-900 nm, aumentando como la longitud de onda aumenta hacia 10,600 nm (Emisión de láser de CO₂). Lo que sugiere que las longitudes de onda más cortas son las más dañinas. Sin embargo, hay evidencia que sugiere que el grupo de longitud de onda del diodo, utilizado con una baja potencia CW (potencia media de 1-2 vatios), causa un daño mínimo a la superficie del implante.

Manejo de tejidos blandos asociado con implantes

Una de las capacidades de los diversos tipos de laser, es que trabajando a diferentes longitudes de onda son ideales para procedimientos en tejidos blandos como la segunda fase quirúrgica en implantes, teniendo siempre precaución con las superficies de los implantes y el tejido óseo circundante. La utilización de laser en tejido blando puede proporcionar además otras ventajas, como en la citracización de los tejidos y la hemostasia (92).

Para intervenir a nivel de tejido blando se recomiendan ciertas especificaciones dependiendo del tipo de laser que se utilice. Por ejemplo, cuando se trabaja con láser de diodo en tejidos blandos, se recomienda trabajar con una potencia de 1 o 2 W, mientras que con otro tipo de laser como el Nd: YAG se recomienda trabajar 150 mJ / 15 pps, con la laser Er: YAG se recomienda trabaja a 200-250 mJ a 10 pps (92).

Uso del láser en periimplantitis

Antes de considerar la terapia con láser en la peri implantitis es importante realizar una evaluación sobre el estado del implante y tejidos peri implantares del paciente, teniendo en cuenta la causa, factores de riesgo que puedan estar asociados a la condición y si el mantenimiento del implante es viable o no. Es fundamental realizar un diagnóstico apropiado de las enfermedades periimplantares, considerando los signos clínicos, radiográficos que se encuentren en el paciente (92).

En la actualidad no existe un consenso en que protocolo se debe seguir para el tratamiento de peri implantitis. Sin embargo, se han empleado procedimientos como el desbridamiento mecánico, la descontaminación por medios químicos,

los cuales han demostrado ser eficaces. En las últimas décadas se introdujo la utilización del láser como tratamiento adjunto para la periimplantitis, el cual ha demostrado capacidades de descontaminación bacteriana, además de otros beneficios, cuando se utiliza con longitudes de onda apropiadas (97-99).

Tosum y cols. en el 2012 (100) realizaron un estudio donde evaluarón el potencial de descontaminación bacteriana de diferentes tipos de láser. El estudio se realizó en discos de titanio con superficie de grabado ácido, grabado ácido y arenado, contaminados con *Staphylococcus aureus*. Los discos fueron irradiados con láser de dióxido de carbono (CO₂, 10.600 nm), láser de diodo (808 nm) y láser Er: YAG (2,940 nm), comparando los efectos bactericidas. Observaron que el láser de CO₂ eliminó el 100% de las bacterias a 6 W, 20 Hz, y con un tiempo / pulso de exposición de 10 ms con un período de aplicación de 10 segundos. El láser de diodo con onda continua eliminó 97% de las bacterias a 1 W usando una aplicación de 10 segundos con una fibra óptica de 320 m, el 100% de las bacterias fue eliminado con una aplicación de onda continua de 1 W y 10 segundos con una pieza de mano R14-B. El láser Er: YAG eliminó el 100% de las bacterias a 90 mJ y 10 Hz, usando una aplicación de 10 segundos en modo super pulso (Tiempo de exposición / pulso de 300 ms). El láser Er: YAG también eliminó del 99% al 100% de las bacterias en el modo VSP a 90 mJ y 10 Hz con una aplicación de 10 segundos.

Habiboallah y cols. en el 2014 (101) evaluarón el efecto de la destrucción fotodinámica de la luz azul visible en presencia de agente de difusión de placa eritrosina como fotosensibilizador en *Porphyromonas gingivalis* asociada con la pérdida ósea periodontal y *Fusobacterium nucleatum* asociada con inflamación

de tejidos blandos, en comparación con el láser de diodo, donde observaron que la exposición a la luz azul visible y al láser de diodo en conjunción con la eritrosina redujo significativamente la viabilidad de ambas especies examinadas.

Giannelli y cols. en el 2016 (102) desarrollaron un estudio donde evaluaron el uso del láser de diodo (λ 808 nm) en el tratamiento de la periimplantitis. Realizaron un cultivo de *Staphylococcus aureus* durante 48 h en discos de titanio, que luego fueron irradiados con láser de diodo (λ 808 nm) sin contacto con flujo de aire y enfriamiento durante 1 minuto usando una fibra de $\varnothing$ 600- μ m. Utilizaron parámetros que fueron 2 W (400 J / cm²) para el modo de onda continua; 22 μ J, 20 kHz, 7 μ s (88 J / cm²) para el modo de onda pulsada. El efecto bactericida fue evaluado utilizando microscopía de fluorescencia y contando las unidades residuales formadoras de colonias. La superficie de los discos fue analizada por microscopio electrónico de barrido (SEM). La irradiación con láser de diodo tanto en el modo continuo como pulsado redujo significativamente las bacterias viables y niveles de nitritos. Por lo cual concluyeron que el láser de diodo λ de 808 nm emerge como una herramienta valiosa para descontaminación / desintoxicación de la superficie del implante de titanio y puede usarse en el tratamiento de la periimplantitis.

1.6 OBJETIVOS

2.6.1 OBJETIVO GENERAL

- Identificar los cambios en la topografía superficial (Ra) de los implantes dentales de titanio irradiados con láser diodo a diferentes potencias.

2.6.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Evaluar la amplitud de las alteraciones en las superficies de los implantes al realizar instrumentación con láser de diodo a diferentes potencias.
- Determinar los tipos de alteraciones en las superficies de los implantes al realizar instrumentación con láser de diodo a diferentes potencias.
- Identificar los cambios en la composición de las superficies de los implantes al realizar instrumentación con láser de diodo.

3. ASPECTOS METODOLOGICOS

3.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio experimental *in-vitro*

3.2 OBJETO DE ESTUDIO

Superficie de los implantes con tratamiento de superficie de grabado ácido, visualizando por método de visualización microscópica.

3.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

3.4 UNIDAD DE OBSERVACION

Implantes dentales de titanio con tratamiento de superficie de grabado ácido

3.5 MUESTRA

Se determinará posterior a la prueba piloto

3.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

3.6.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Implantes de titanio grado 5.
- Implantes con longitud de 10 mm y diámetro de 3.3 mm

3.6.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Implantes con superficie maquinada

3.7 PROCEDIMIENTO

INSTRUMENTO

El instrumento que se empleó para el análisis de las superficies de los implantes será un Microscopio electrónico de barrido modelo JEOL JSM-6490lvr. La Microscopía Electrónica de Barrido se utiliza para la observación tridimensional de imágenes de alta resolución, análisis de superficie a altas magnificaciones de materiales orgánicos e inorgánicos suministrando una amplia información de relieve, textura, tamaño y forma de grano, y composición química (EDS). La amplitud de alteraciones se medirá con la unidad Micras (μm). Los resultados cuantitativos que se obtengan serán tabulados y analizados estadísticamente.

Preparación de los implantes:

Se utilizarán 13 implantes con tratamiento de superficie de grabado ácido con una longitud de 10 mm y diámetro de 3.3 mm. Se descubrirán los implantes de su empaque estéril, se delimitará área de 3 mm en donde se realizará la irradiación con láser de diodo. Para realizar la toma de fotografías iniciales con microscopio electrónico de barrido y posterior a esto, se colocarán nuevamente en su empaque para ser transportados al lugar donde se realizará la irradiación con láser.

Conformación de los grupos:

Grupo 1: 5 Implantes que recibieron Instrumentación mecánica con láser de diodo eslaze™ 940 una potencia de 1.60 W.

Siguiendo el protocolo de Stubinger y colaboradores en el 2009 (7), 5 implantes con tratamiento de superficie de grabado ácido y cuyas superficies se irradiarán con láser de diodo en un área de 3mm^2 , ubicando la punta de fibra de vidrio perpendicular a la superficie del implante y en contacto con esta, realizando movimientos lineales durante 10 segundos. La irradiación se realizó con una longitud de pulso de 0.50 ms, un intervalo de pulso de 0.50 ms, un inicio de energía de 293 J.

Grupo 2: 5 Implantes que recibieron Instrumentación mecánica con láser de Diodo eslaze™ 940 con una potencia de 3.50 W.

Siguiendo el protocolo de Stubinger y colaboradores en el 2009 (7), 5 implantes con tratamiento de superficie de grabado ácido y cuyas superficies se irradiarán

con láser diodo ezlase™ 940 en un área de 3mm², ubicando la punta de fibra de vidrio perpendicular a la superficie del implante y en contacto con esta, realizando movimientos lineales durante 10 segundos. Los implantes fueron irradiados con una longitud de pulso de 1.00 ms, un intervalo de pulso de 1.00 ms, un inicio de energía de 214 J y una potencia de 3.50 W. Una fibra de 1000 µm se utilizó para la aplicación

Grupo 3: Implantes que no recibieron ningún tipo de instrumentación mecánica.

Este grupo incluyo 3 implantes control negativo, a los cuales no se le realizo ningún tipo instrumentación mecánica.

Los parámetros para la utilización del sistema de laser se escogio con base en los parámetros reportados por la literatura por diferentes autores y con base en las especificaciones recomendadas por el fabricante.

La instrumentación mecánica de los diferentes implantes de cada grupo será realizada por el investigador con más experiencia, quien previamente será calibrado.

PREPARACION DE MUESTRAS

Debido a que el titanio es un material conductor, no fue necesario realizar ninguna técnica de fijación ni técnica de recubrimiento con oro u otro elemento, por lo cual los implantes fueron colocados en un porta muestras para poder ser analizados bajo microscopio electrónico de barrido.

ANALISIS SEM DE LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES

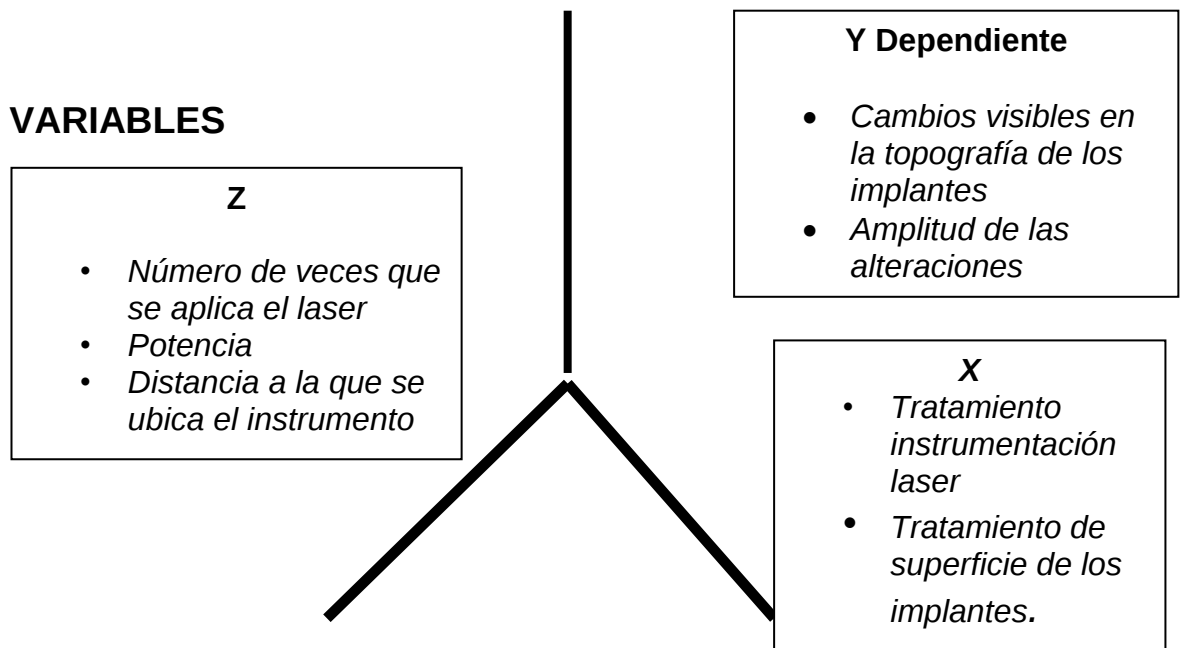
Las superficies de los implantes que conforman cada grupo fueron fotografiadas y analizadas bajo microscopio electrónico de barrido JEOL modelo JSM-6490lv, que permite observar muestras de tamaños desde centímetros hasta muestras del orden de nanómetros, en los modos de alto y bajo vacío y permite realizar análisis químico mediante espectroscopía por dispersión de energía (EDS). Se realizó la observación con detector de electrones secundarios tipo E-T (Everhart-Thornley), con un voltaje de aceleración de 20 kV, se utilizaron niveles de magnificación de $\times 250 \mu\text{m}$ y $\times 750 \mu\text{m}$.

Para análisis de la composición superficial de los especímenes se utilizó el sistema de microanálisis EDS Inca Energy 250, el cual arrojó un análisis cualitativo (determinando los constituyentes químicos de la muestra), análisis cuantitativo (determinando las cantidades y proporciones de los constituyentes químicos de la muestra), adquisición de imagen, barrido en línea, mapeo de R-X por elementos (una imagen de puntos representa la distribución elemental individual de un área seleccionada de la muestra), comparación de espectros y auto identificación de picos.

Por medio del análisis de las fotografías se determinaron cambios en la topografía de las superficies de los implantes teniendo en cuenta la presencia, el tipo y la amplitud de las alteraciones (unidad micra) en las superficies de los diferentes implantes, además de la composición, comparándolas entre sí. Las imágenes fueron analizadas con el software de microscopio JEOL SCANNING ELECTRON MICROSCOPE. El análisis fue realizado por una persona

entrenada en la utilización de microscopio electrónico de barrido y sistema EDS.

3.8 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES



3.8 Aspectos éticos.

La república de Colombia por medio del ministerio de salud instaure la resolución N° 008430 del 4 de octubre de 1993, por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas de la investigación en salud.

Según las DISPOSICIONES GENERALES en el ARTÍCULO, nos dice que estas normas científicas tienen por objeto establecer los requisitos para el desarrollo de la actividad investigativa en salud.

De acuerdo con el ARTÍCULO 11, la presente investigación se clasifica como una investigación sin riesgo, que se refiere a estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no

se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de los individuos que participan en el estudio, entre los que se consideran: revisión de historias clínicas, entrevistas, cuestionarios y otros en los que no se le identifique ni se traten aspectos sensitivos de su conducta.

Sumado a esto en el CAPITULO III, DE LA INVESTIGACIÓN DE OTROS NUEVOS RECURSOS, el ARTICULO 60 nos habla de la investigación de otros nuevos recursos o modalidades diferentes de las establecidas, las actividades científicas tendientes al estudio de materiales, injertos, trasplantes, prótesis, procedimientos físicos, químicos y quirúrgicos, instrumentos, aparatos, órganos artificiales, y otros métodos de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación que se realice en seres humanos o en sus productos biológicos, excepto los farmacológico.

3.9 Aspectos estadísticos

Plan de Análisis

La información recolectada se consignará en una base de datos de Excel 2010. Posteriormente se llevará al programa estadístico SPSS versión 20.0 para su procesamiento y análisis.

Inicialmente se realizó un análisis exploratorio de cada una de las variables incluidas en el estudio para evaluar y corregir posibles inconsistencias, valores de omisión y valores atípicos para garantizar de esta manera validez interna de los resultados del estudio. Las variables categóricas se describirán con base en

distribuciones porcentuales y prevalencias. Las variables numéricas se describirán con base en medidas de tendencia central (promedio, mediana) y medidas de variabilidad (desviación estándar). Para evaluar la relación entre las potencias de láser utilizado y la topografía superficial, así como la composición superficial, se utilizarán pruebas de significación estadística según cumplimiento de los criterios para su aplicación. Como el tamaño muestral es inferior a 50, se utilizó la prueba de Shapiro-Wilks. Los valores estadísticos no superaron el valor determinado ($p=0,05$), por lo cual las distribuciones de los datos presentaron normalidad, por lo cual se procedió a realizar prueba Anova. Se establecerá a priori un nivel de significación estadística $\alpha=0.05$.

4. RESULTADOS

SEM

Al realizar la evaluación con SEM en el grupo 1 (potencia de 1.60 W) se observaron cambios en la topografía en todos los especímenes irradiados con láser de diodo a excepción de uno. Así mismo en el grupo 2 (potencia de 3.50 W) se observaron cambios en topografía superficial de todos los especímenes tras la irradiación con láser de diodo (ver fig.1 y fig. 2). Los especímenes del grupo control se mostraron sin alteraciones, donde la topografía superficial se observaba regular (ver fig.3). Los resultados muestran que al realizar irradiación con láser de diodo se produjo alteraciones en forma de rayones en todos los especímenes que presentaron cambios superficiales; no se observaron alteraciones en formas de grietas, microfracturas o micro porosidades (ver tabla 1).

Al evaluar la amplitud de las alteraciones, los resultados muestran que se presentó mayor amplitud en los especímenes del grupo 2 (230,92 μm), sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos y dentro de los grupos (Valor de $P = .055$). Con relación a la composición superficial de los especímenes se observó mayor porcentaje de Ti en los grupos 1 y 2 (58,4% y 57.5%), no se observó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Valor de $P = .50$). Al evaluar el contenido de Al y O se presentó mayor porcentaje de peso de Al y O en el grupo control (15.3% y 39.06%), sin embargo, no se observó diferencias estadísticamente significativas en cuanto al contenido de Al y O entre los grupos y dentro de los grupos (Valor de $P = .19$, Valor de $P = .18$) (Ver tabla 2).

5. DISCUSIÓN

Se ha demostrado que la utilización del láser de diodo es una opción para el tratamiento de enfermedades peri implantarias, ya que al realizar irradiación con láser a 980 nm puede tener efectos descontaminantes en la superficie de los implantes. Al utilizar el láser de diodo, puede darse a entender que existe una relación directa entre la potencia en la que se utiliza y la aparición de alteraciones, llevando a suponer que, a mayor potencia, mayores cambios en la topografía superficial de los implantes se van a producir (25).

El objetivo principal del presente estudio fue evaluar si al realizar irradiación con láser de diodo a diferentes potencias, se ocasionaban alteraciones en las superficies de los implantes. Los resultados mostraron que tras la irradiación con láser de diodo a potencias de 1.60 W (grupo 1) y 3.50 W (grupo 2) se producían alteraciones superficiales en forma de rayones, no se encontró una

deferencia estadísticamente significativa entre los grupos. En contraste, Romanos y cols. (2000) en su estudio evaluaron las posibles alteraciones en las superficies de discos de titanio al utilizar láser de Nd: YAG y láser de diodo. Encontrando que, al irradiar con láser de diodo, la superficie de los discos no se modificaba, independientemente de la potencia. A partir de estos hallazgos, concluyeron que el láser de diodo 980 nm no daña las superficies de titanio (26). Castro y cols. (2007) analizaron las alteraciones morfológicas en las superficies de los implantes tras la irradiación con láser de diodo a diferentes potencias. El examen SEM no mostro alteraciones en los implantes de titanio que fueron irradiados. Los resultados mostraron que el láser de diodo no modificó las superficies de los implantes dentales sea cual sea el uso de la potencia (27).

Autores como Stubinger y cols (2010) realizan una investigación donde analizan la topografía superficial de implantes tras el uso de los láseres Er: Yag, CO₂, y laser de diodo en discos de titanio con diferentes tratamientos de superficie, demostrando que el láser de CO₂ y el láser de diodo no causaron alteraciones en ninguna de las superficies de grabado acido y arenado⁷. Los resultados de las diferentes investigaciones pueden deberse a que en los estudios se implementaban distintos parámetros para la utilización del láser, como la longitud de onda, la potencia, el tiempo de irradiación, la distancia de la fibra al implante y el tipo de superficie de los implantes (7).

Al evaluar variables como la amplitud de las alteraciones y la composición química de las superficies posterior a la irradiación, no se encontró diferencias estadísticamente significativas al irradiar con diferentes potencias. La literatura

que hace referencia a los efectos del láser de diodo reporta resultados en cuanto a la presencia, tipo de alteraciones y cambios en la temperatura superficial que puede producir el láser de diodo, sin embargo, no se encuentran datos en cuando a la amplitud y composición química superficial, por lo que fue complejo comparar los resultados con los diversos estudios.

Una de las limitaciones de este estudio es el reducido tamaño de muestra en los grupos experimentales, debido a esto se recomienda aumentar el tamaño de muestra para próximos estudios, así como también seguir investigando sobre la composición de las superficies de los implantes. Si bien en este estudio se tuvo en cuenta después de la irradiación de los implantes con láser de diodo, no se logró comparar con la composición de la superficie de los implantes antes de la irradiación. Sin embargo, se trató de proporcionar una descripción realista del entorno clínico y así identificar las posibles consecuencias de la irradiación con láser de diodo. Al realizar una extrapolación clínica del experimento pueden no dar resultados exactos, pero pueden ser de utilidad para determinar los protocolos clínicos y así garantizar un enfoque terapéutico seguro.

6. CONCLUSION

Al realizar irradiación con láser de diodo en implantes de titanio con grabado ácido se presentaron alteraciones, sin embargo, las potencias utilizadas no influyeron en el tamaño, tipo de alteraciones y composición química superficial.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda aumentar el tamaño de muestra para próximos estudios
- Seguir investigando sobre la composición de las superficies de los implantes.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 6:22-38.
2. Costa FO, Takenaka-Martinez S, Cota LOM, Ferreira SD, Silva GLM, Costa JE. Peri-implant disease in subjects with and without preventive maintenance: a 5-year follow-up. *J Clin Periodontol* 2012; 39: 173– 181.
3. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirement for insuring a long lasting direct-bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 151-170.
4. Mattheos N, Collier S, Walmsley AD. Specialists' management decisions and attitudes towards mucositis and peri-implantitis. *J Int Acad Periodontol* 2011 Oct;13 (3):80-5.
5. Schwarz F, John G, Mainusch S, Sahm N, Becker J. Combined surgical therapy of peri-implantitis evaluating two methods of surface debridement and decontamination. A two-year clinical follow up report. *J Clin Periodontol.* 2012; 39:789-97.
6. Esposito M, Grusovin M G, Coulthard P, Worthington H V. The efficacy of interventions to treat peri-implantitis: a Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. *Eur J Oral Implantol* 2008; 1: 111–125
7. Stübinger S, Etter C, Miskiewicz M, Homann F, Saldamli B, Wieland M, Sader R. Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched

- titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25: 104-111.
8. Arias SL, Echeverry M, Robledo SM, Arismendi JA, Escobar DM, Ossa CP, Pavón JJ. Procesamiento, caracterización y ensayos biológicos de titanio modificado electroquímicamente para implantes dentales. Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia, 2013; (69): 36-108.
 9. Pachauri P, Rao L, Sangur R. Techniques for dental implant nanosurface modifications. J Adv Prosthodont 2014; 6: 498-504.
 10. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg 2014; 40: 50-60.
 11. Kim Y, Koak J, Chang I, Wennerberg A, Heo S. A Histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2003;18:349-35
 12. Santana S, Lanata AG, Pozzer L, Cavalieri L, Olate S, Albergaria JR. Análisis Topográfico de la Superficie de Implantes de Titanio Comercialmente Puro a Través de Microscopía Electrónica de Barrido. Int. J. Odontostomat. 2013; 7(1): 125-131.
 13. Maravi D, Balarezo A, Zamudio EV. Rehabilitación del paciente edéntulo con la técnica all on four mediante prótesis implanto-soportada: Reporte de caso. Rev Estomatol Herediana. 2014; 24(1): 36-41.
 14. Muñante JL, Landers R. Análisis químico y topográfico de la superficie de implantes dentarios mediante espectroscopia de fotoelectrones y

- microscopía electrónica de barrido: estudio preliminar. *Int. J. Odontostomat.*, 2012; 6(3): 355-361.
15. Muñante JL, Landers R. Análisis químico y topográfico de la superficie de implantes dentales. *Odontol. Sanmarquina* 2012; 15(1): 5-9.
16. Olate S, Duque H, de Albergaria JR. Análisis microestructural de cinco sistemas de implantes de titanio comercialmente puro. *Av Periodon Implantol.* 2010; 22(1): 37-43.
17. Louropoulou A, Slot D, Van der Weijden F. The effects of mechanical instruments on contaminated titanium dental implant surfaces: a systematic review. *Clin. Oral Impl. Res.* 2014; 25: 1149–1160.
18. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research* 2006; 17:68–81
19. Gonçalves F, et al. Estudio *in vitro* do laser de diodo 980nm na desinfecção de implantes. *Revista Gaúcha de Odontologia* 2009; 57: 395-399
20. Di Stefano R. El Láser Er: Yag como alternativa en la práctica odontológica operatoria. *Acta odontol. Venez.* 2004; 42: 72-80.
21. Kamel M, Khosa A, Tawse A, Leichter J. The use of laser therapy for dental implant surface decontamination: a narrative review of in vitro studies. *Lasers Med Sci*, 2013; 29: 1977-85
22. Aparicio C, Padrós A, Planell JA, Gil FJ. Superficies de titanio en implantes dentales de carga inmediata. *Biomecánica*, 2006; 14: 8-15

23. Pedrolli R, Cunha A, Wantowski G, Blando E, Hübler R. Osseointegration evaluation of treated surfaces of titanium implants applying tensile pullout test. *Rev Clin Pesq Odontol* 2007; 3: 149-157.
24. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. *BRITISH DENTAL JOURNAL* 2007; 202: 21-31
25. Borrajo J, et al. Diode laser 980 nm as adjunct to scaling and root planning. *Photomed. Laser Surg* 2004; 22:509-512
26. Romanos GE, Everts H, Nentwig GH. Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: A scanning electron microscope examination. *J Periodontol* 2000; 71:810-5
27. CASTRO G, et al. Scanning Electron Microscopic Analysis of Diode Laser-Treated Titanium Implant Surfaces. *Photomedicine and Laser Surgery* 2007; 25: 124-128
28. Armitage G, Cullinan M. Comparison of the clinical features of chronic and aggressive periodontitis. *Periodontology* 2000. 2010; 45: 12–27
29. Mellado-Valero A, Buitrago-Vera P, Solá-Ruiz MF, Ferrer-García. Descontamination of dental implant surface in peri-implantitis treatment: A literature review. 2013 Nov 1;18 (6):e869-76.
30. Schwarz F, Mihatovic I, Golubovic V, Eick S, Iglhaut T, Becker J. Experimental peri-implant mucositis at different implant surfaces. *J Clin Periodontol* 2014; 41: 513–520
31. Berechet C, Ionaşcu A. Peri-implantitis versus periodontitis similarities and differences, literatura review. *Revista Romana de stomatologia* volume IIx: 32-39

32. Marrone A, et al. Prevalence and risk factors for periimplant disease in Belgian adults. *Clinical Oral **Implants** Research* 2013; 24: 934-940.
33. Renvert S, Quirynen M. Risk indicators for peri-implantitis. A narrative review. *Clin. Oral Impl. Res.* 2015; 26: 15–44
34. Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S. Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. *J Clin Periodontol* 2006;33:290-5
35. Atieh MA, Alsabeeha NH, Faggion CM Jr, Duncan WJ. The frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2013;84:1586-98
36. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth european workshop on periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008 Sep;35(8 Suppl):282-5.
37. Duque A, et al. Prevalence of peri-implant disease on platform switching implants: a cross-sectional pilot study. *Braz Oral Res* [online]. 2016;30:e5
38. Jung E, et al. Systematic Review of the Survival Rate and Incidence of Biologic, Technical, and Esthetic Complications of Single Implant Abutments Supporting Fixed Prostheses. *Clinical Oral Implants Research* 2012; 23: 2-21.
39. Zitzmann NU, Walter C, Berglundh T: Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Periimplantitis – eine Übersicht. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2006, 61:642–649
40. Casado P, et al. History of Chronic Periodontitis Is a High Risk Indicator for Peri-Implant Disease *Brazilian Dental Journal* (2013) 24(2): 136-141

41. Aquije-Siveroni S, Cáceres-La Torre A. Factores asociados a la prevalencia de mucositis periimplantar: estudio retrospectivo de 10 años. Rev. CES Odont 2015; 28(1): 41-55
42. Koyanagi T, et al. Analysis of microbiota associated with peri-implantitis using 16S rRN gene clone. library Journal of Oral Microbiology 2010; 2: 5104
43. Oribe D. Tratamiento de la periimplantitis revisión bibliográfica. Periodoncia y oseointegracion 2009;19: 37-45
44. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. Periodontol 2000 1994;4:81-6.
45. Froum SJ, Rosen PS. A proposed classification for peri-implantitis. Int J Periodontics Restorative Dent 2012;32:533-40. Schweiz
46. Schmidlin P, et al. Peri-implantitis prevalence and treatment in implantoriented private practices: A cross-sectional postal and Internet survey. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2012; 122: 1136-44
47. Smeets, R; et al. Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis – A review. Head and face medicine 2014, 10: 34
48. Schmidt K, et Al. Influence of different instrumentation modalities on the surface characteristics and biofilm formation on dental implant neck, in vitro. J Clin. Oral Impl. Res. 0, 2016 / 1–8
49. Schmage P, Thielemann J, Nergiz I, Scorziello T, Pfeiffer P. Effects of 10 Cleaning Instruments on Four Different Implant Surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 308–317.

50. Kumar P, et Al. Comparison of Root Surface Roughness Produced By Hand Instruments and Ultrasonic Scalers: An In Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2015;9(11): ZC56-ZC6
51. Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants (Review). 2014 The Cochrane Collaboration
52. Simon W. Fage, et al . Titanium: a review on exposure, release, penetration, allergy, epidemiology, and clinical reactivity. *Contact Dermatitis*, 2016. 74, 323–345
53. Park J, et Al. Instrumentation With Ultrasonic Scalers Facilitates Cleaning of the Sandblasted and Acid-Etched Titanium Implants 2015: Voll. XLI/N.
54. Barbosa P, et Al. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration: A Histomorphometric and Implant Stability Study in Rabbits. *Brazilian Dental Journal* (2015) 26(5): 451-457
55. Jemat A, et Al. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. *BioMed Research International* (2015). 1-11
56. Le Guéhennec, L; et al. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent mater* 2007; 23: 844–854
57. Martínez-González JM, Donado-Rodríguez M. Láser en cirugía bucal. En Donado M. Cirugía bucal. Patología y técnica. Madrid. 1990.
58. España-Tost A, et al. Aplicaciones del láser en Odontología. *RCOE*, 2004;9:497-511
59. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Physiol Z* 1917;18:121-8.
60. Gross AJ, Hermann TR. History of lasers. *World J Urol* 2007;25:217-20.

61. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby lasers. *Nature* 1960;187:493.
62. Vasudev N, Kundabal, M, Bhat K. LASERS GENERAL PRINCIPLES - A REVIEW. *International Journal of Clinical Dentistry* 2011; 4: 133-46
63. Pick R, Colvara M. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol* 1993; 64: 589-602.
64. España Tost AJ, Velasco Vivancos V, Gay Escoda C, Berini Aytés L, Arnabat Domínguez J. Aplicaciones del láser de CO2 en odontología. Madrid. Ed. Ergón S.A. 1995.
65. Calzavara D, Herrero F, García A, Bascones A. Aplicación del láser en Patología Bucal (I): introducción y efecto sobre los tejidos. *Av Odontoestomatol* 2001; 17: 31-40.
66. Romanos E. The State of the Science of Lasers in Dentistry. *Journal of Dental Hygiene*. 2012 86: p9-10.
67. Slot DE, Kranendonk AA, Paraskevas S, Van der Weijden F. The effect of a pulsed Nd: YAG laser in non-surgical periodontal therapy. *J Periodont* 2009;80:1041-56.
68. Verdasco Sepulcri M, Ortiz Lorenzo B. Láser erbio-YAG: principios físicos y aplicaciones en odontología. *Quintaessence (ed. Esp)* 1996; 9 (10): 657-68.
69. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. *J Periodont Res* 2004; 39; 275–285
70. Seth V, et al. Lasers – Boon For Orthodontics. *Indian Journal of Dental Sciences* 2012; 4: 95-99

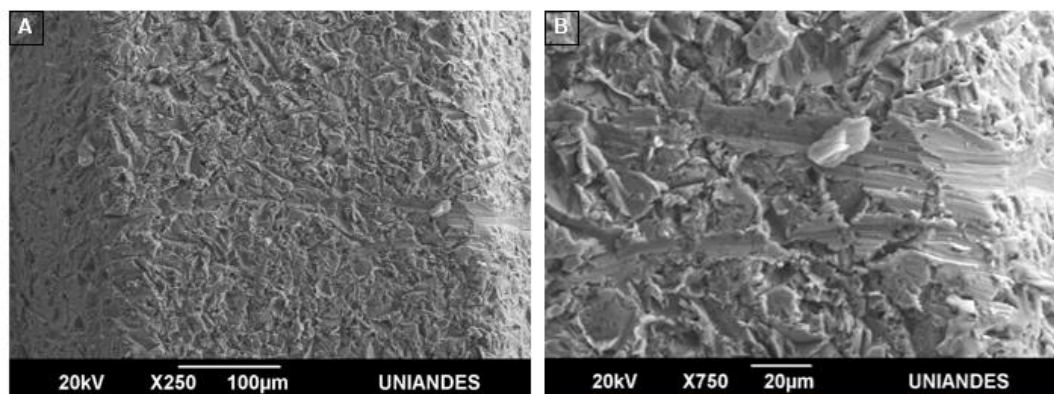
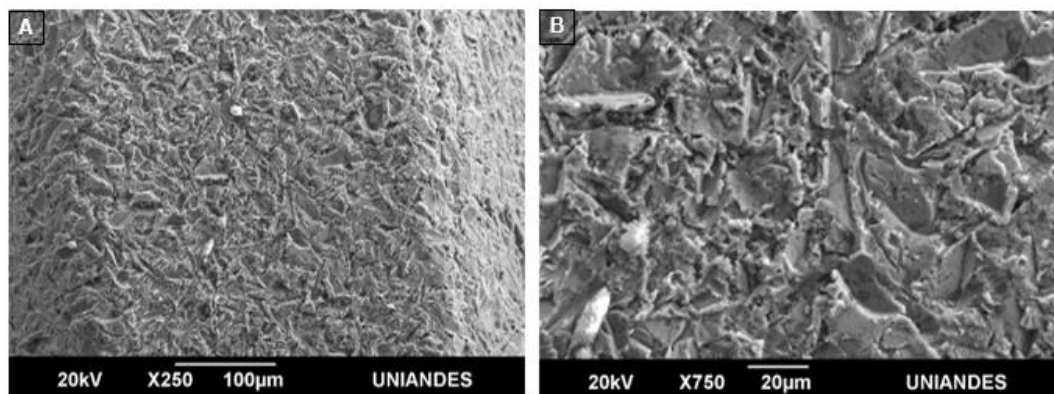
71. Frentzen M, Koort HJ, Thensiri I. Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology. *International Journal of Periodontics and Endodontics* 1992; 23: 117-133.
72. Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. *In vitro* studies on laser scaling of sub-gingival calculus with an erbium: YAG laser. *J Periodontol* 1994;65:1097-106
73. Tominaga R. Effects of He-Ne laser irradiation on fibroblasts derived from scar tissue of rat palatal mucosa. *Kokubyo Gakka Zasshi* 1990;57:580-94.
74. Loevschall H, Arenholt-Bindslev D. Effect of low level diode laser irradiation of human oral mucosa fibroblasts *in vitro*. *Lasers Surg Med* 1994;14:347-54.
75. Noble PB, Shields ED, Blecher PD, Bentley KC. Locomotory characteristics of fibroblasts within a three-dimensional collagen lattice: Modulation by a helium/neon soft laser. *Lasers Surg Med* 1992;12:669-74.
76. Sarver DM, Yanosky M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival contouring. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005;127: 85-90.
77. Sarver DM, Yanosky M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 3. Laser treatments for tooth eruption and soft tissue problems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005;127:262-4.
78. Kumar S, et al. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *National Journal of Maxillofacial Surgery* 2012;3:124-132
79. Olivi G, Genovese MD, Caprioglio C. Evidence-based dentistry on laser paediatric dentistry. *Eur J Paediatr Dent* 2009;10:29-40

80. Gorelick L, Geiger A, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod* 1982;81:93-8
81. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er: YAG and Nd: YAP laser ablation of dentine. *J Endod* 2000;26:138-41.
82. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 2003;48:146-55.
83. Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E. Desensitising effects of an Er: YAG laser on hypersensitive dentine, a controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodont* 2002;29:211-5.
84. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser indentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg* [serial online] 2012 [cited 2017 Dec 2];3:124-32
85. Mester AF, Snow JB, Shaman P. Photochemical effects of laser irradiation on neuritic outgrowth of olfactory neuroepithelial explants. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1991;105:449-56.
86. Solomon A, Lavie V, Ben-Bassat S, Belkin M, Schwartz M. New surgical approach to overcome the inability of injured mammalian axons to grow within their environment. *J Neural Transplant Plast* 1991;2:243-8.
87. Scott B. *Clinical uses of ultraviolet radiation*. GK edition. Baltimore: Stillwell, 1983
88. Ennever J F. Phototherapy for neonatal jaundice. *Photochem Photobiol* 1988; 47: 871-876.
89. Mester E, Spiry T, Szende B *et al*. Effect of laser rays on wound healing. *Am J Surg* 1971; 122: 532-535.

90. Wolbarsht M L (ed). *Clinical aspects of laser research*. pp 116. New York: Plenum Press, 1977
91. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital microscoping study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-107.
92. Parker S. Surgical laser use in implantology and endodontics. *BRITISH DENTAL JOURNA* 2007;202: 377-386
93. CÁCERES E, et al. Aplicaciones del láser en Implantología: alternativas al tratamiento convencional. *Cient. dent.* 2005; 2; 103-110
94. Block C, Mayo J, Evans G. Effects of the Nd:YAG dental laser on plasma-sprayed and hydroxyapatite coated titanium dental implants: surface alterations and attempted sterilization. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 441-449.
95. Kreisler M, Götz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of the Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂ and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Med Laser Appl* 2001; 16: 152
96. Rechmann P, Sadegh H, Goldin D, Hennig T. Surface morphology of implants after laser irradiation. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000; 55: 371-376 [in German].
97. Romeo E, Ghisolfi M, Murgolo N, Chiapasco M, Lops D, Vogel G. Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 9-18.

98. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 1998; 69: 857-864.
99. Klinge B, Gustafsson A, Berglundh T. A systematic review of the effect of anti-infective therapy in the treatment of peri-implantitis. *J Clin Periodontol* 2002; 29 (Suppl 3): 213-225.
100. Tosun E, et al. Comparative Evaluation of Antimicrobial Effects of Er:YAG, Diode, and CO2 Lasers on Titanium Discs: An Experimental Study. *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70:1064-1069
101. Habiboallah G, et al. Bactericidal effect of visible light in the presence of erythrosine on *Porphyromonas gingivalis* and *Fusobacterium nucleatum* compared with diode laser, an in vitro study. *Laser Ther* 2014; 23:263-71
102. Giannelli M, et al. The effects of diode laser on *Staphylococcus aureus* biofilm and *Escherichia coli* lipopolysaccharide adherent to titanium oxide surface of dental implants. An in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2016; 31:1613-1619

ANEXOS



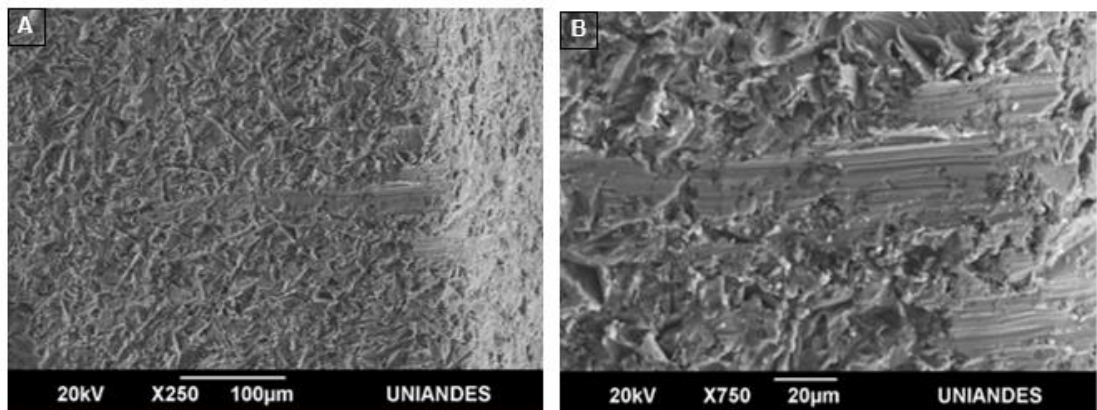


Fig. 4. Superficie de implante de grupo 1(1.60 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

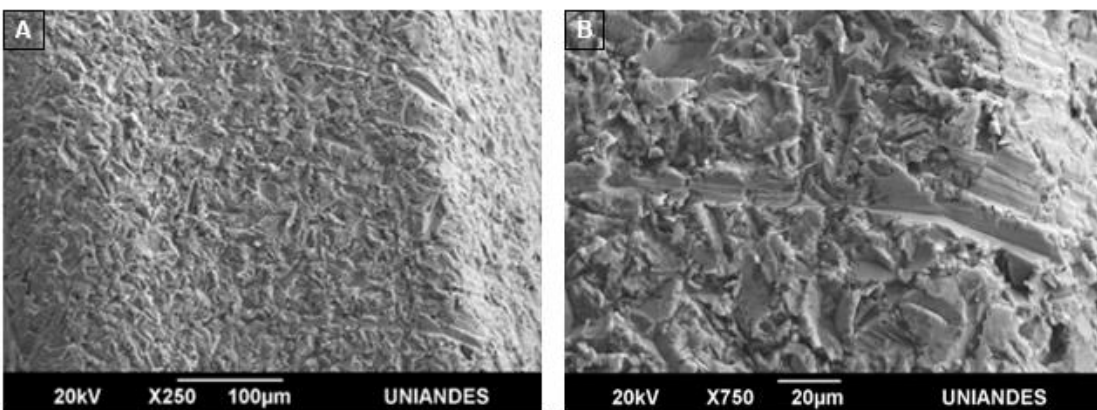


Fig. 5. Superficie de implante de grupo 1(1.60 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

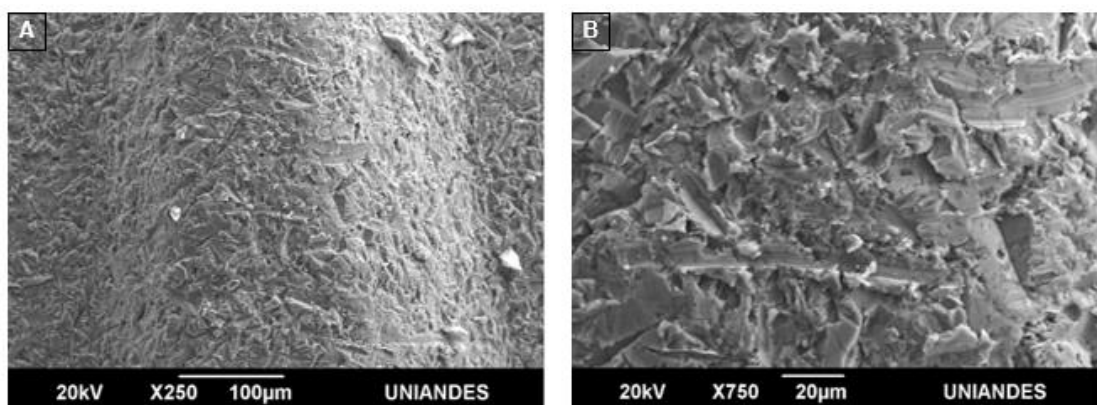


Fig. 6. Superficie de implante de grupo 1(1.60 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

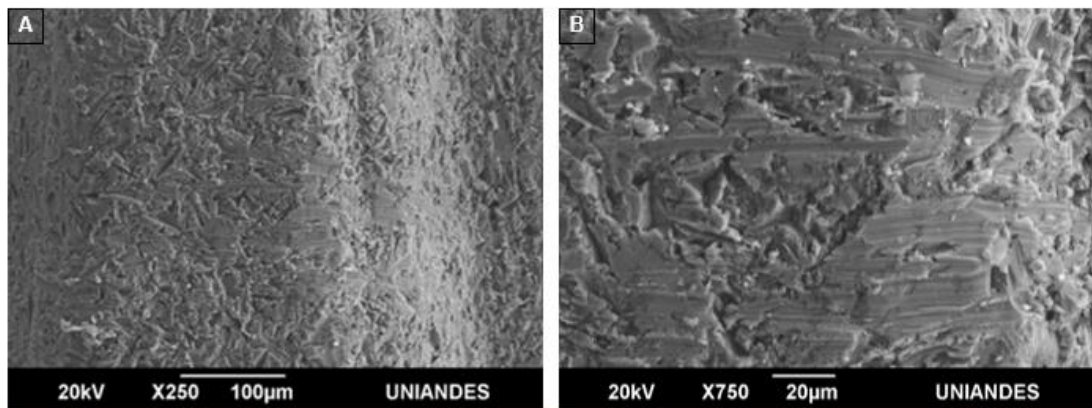


Fig. 7. Superficie de implante de grupo 2 (3.50 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

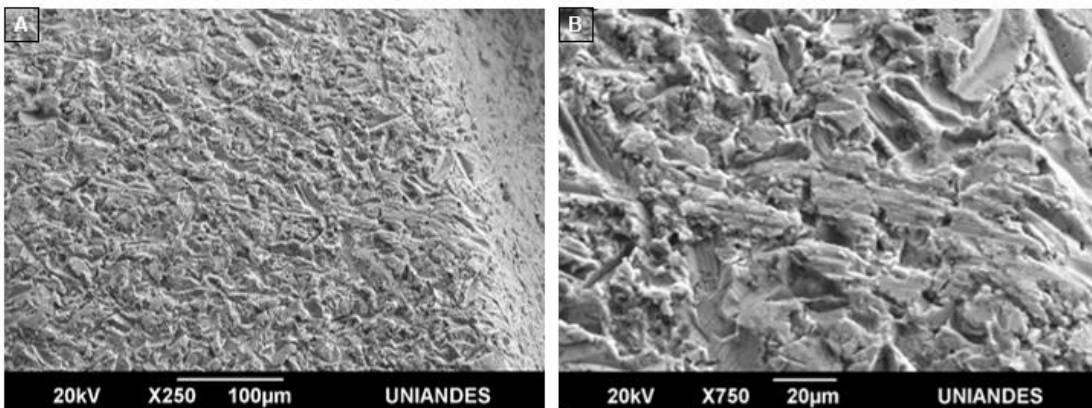


Fig. 8. Superficie de implante de grupo 2 (3.50 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

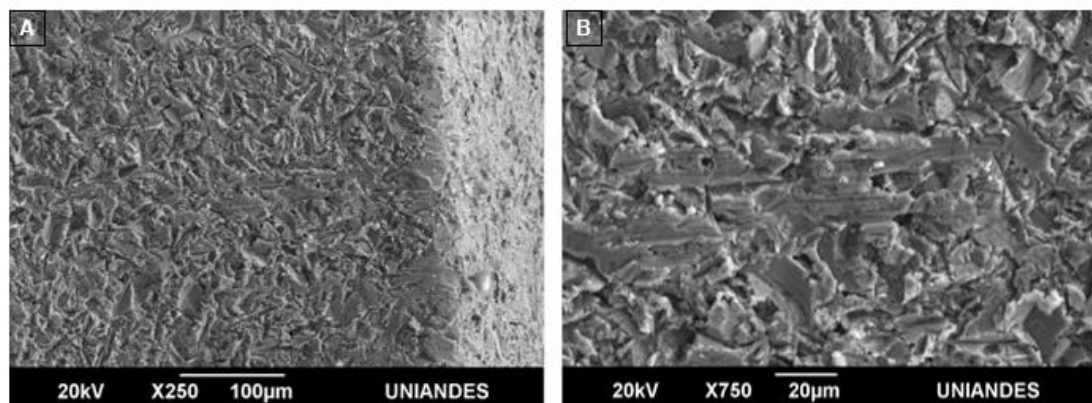


Fig. 9. Superficie de implante de grupo 2 (3.50 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

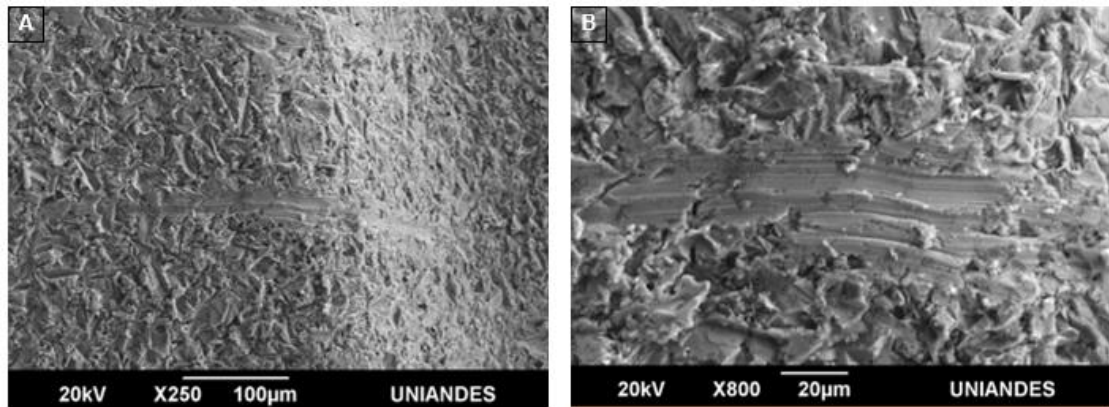


Fig. 10. Superficie de implante de grupo 2 (3.50 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

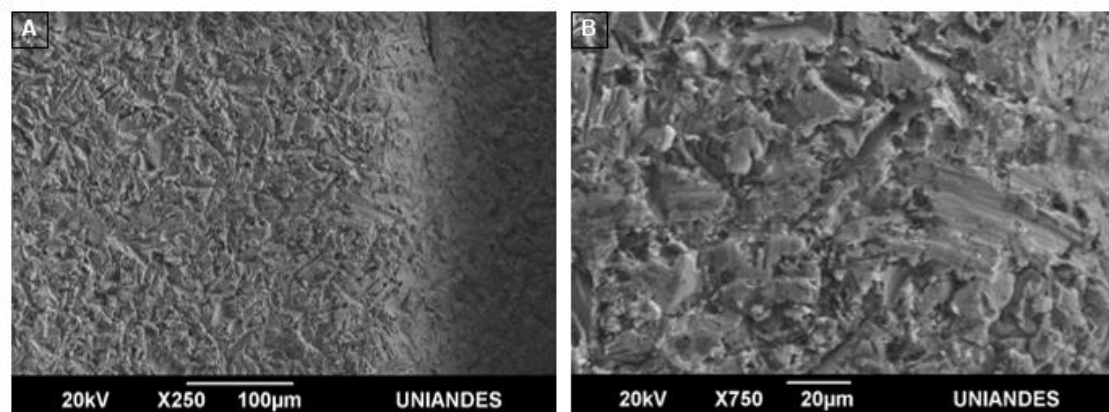


Fig. 11. Superficie de implante de grupo 2 (3.50 W), muestra cambios en la topografía superficial, alteraciones en forma de rayón. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

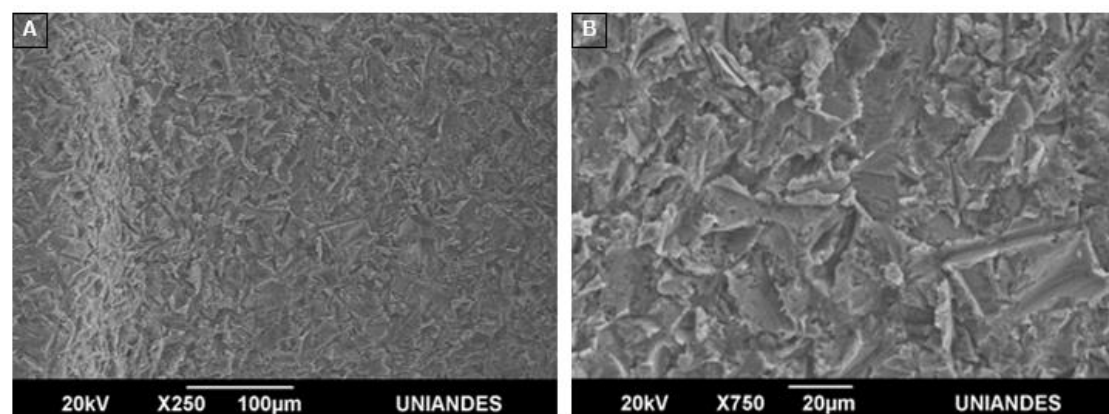


Fig. 12. Superficie de implante de grupo control (sin intervención), no muestra cambios en la topografía superficial. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

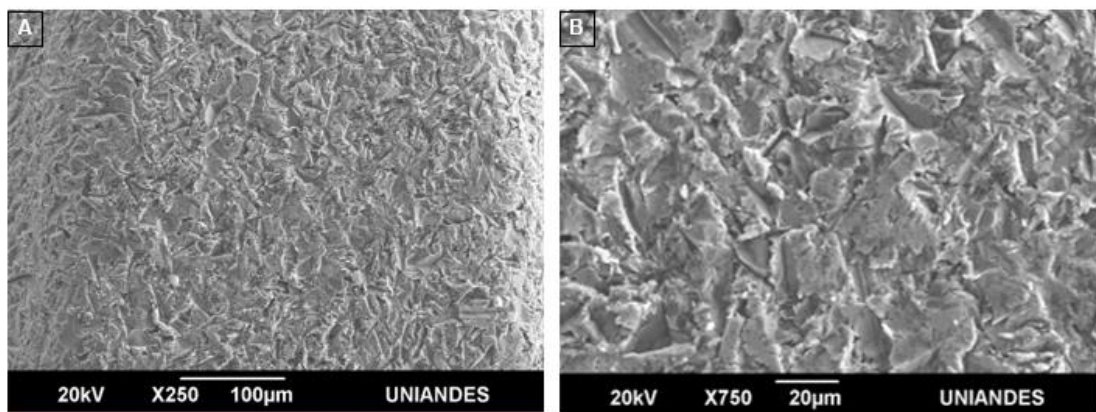


Fig. 13. Superficie de implante de grupo control (sin intervención), no muestra cambios en la topografía superficial. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

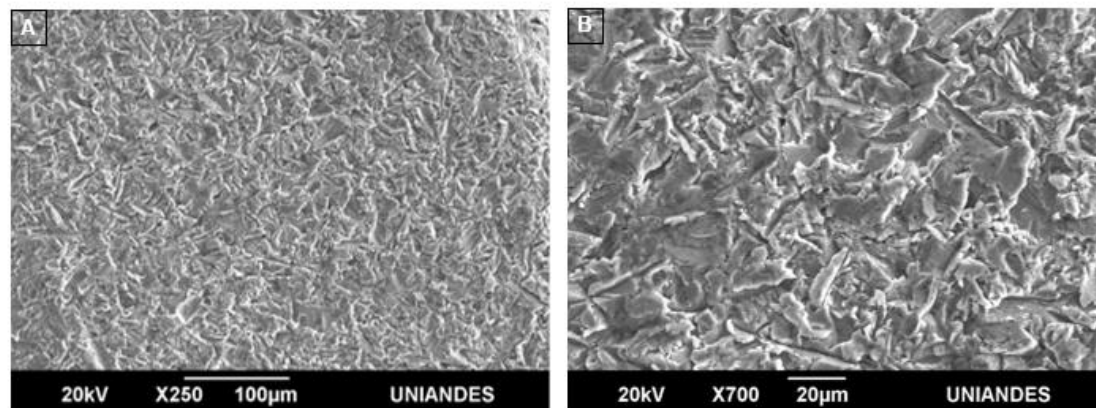


Fig. 14. Superficie de implante de grupo control (sin intervención), no muestra cambios en la topografía superficial. A. Magnificaciones de 250 μ B. Magnificaciones de 750 μ .

Element	Weight%	Atomic%
O K	30.26	53.05
Al K	13.46	14.00
Ti K	56.28	32.96
Totals	100.00	

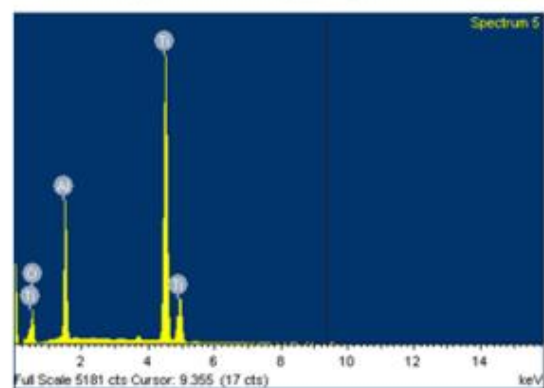
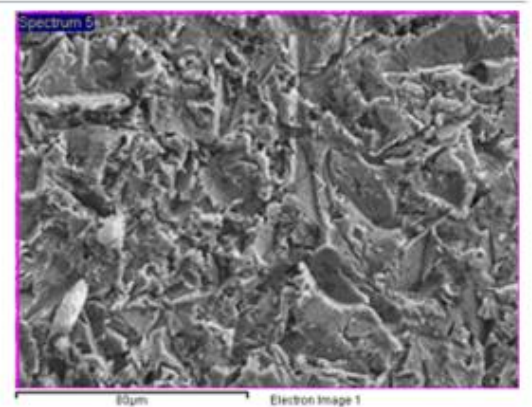


Fig. 15. Composición química de superficie de implante del grupo 1 (1.60 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	22.72	44.15
Al K	11.34	13.07
Ti K	65.93	42.79
Totals	100.00	

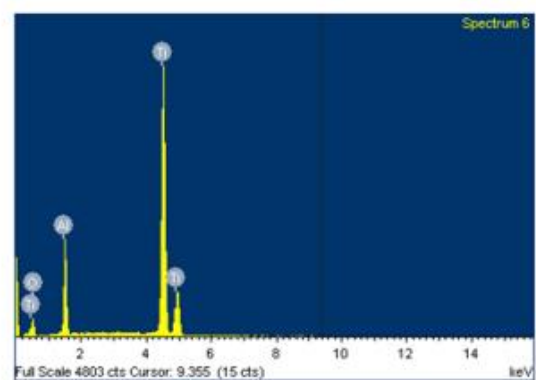
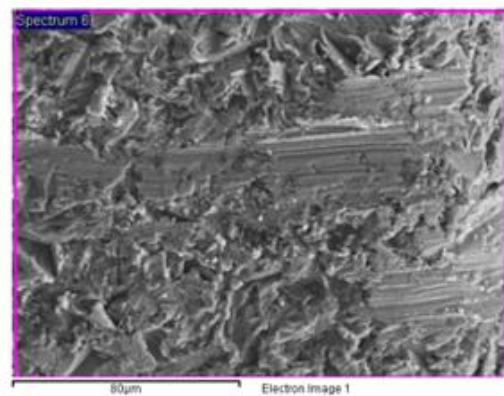


Fig. 16. Composición química de superficie de implante del grupo 1 (1.60 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	26.08	48.44
Al K	11.89	13.09
Ti K	62.03	38.47
Totals	100.00	

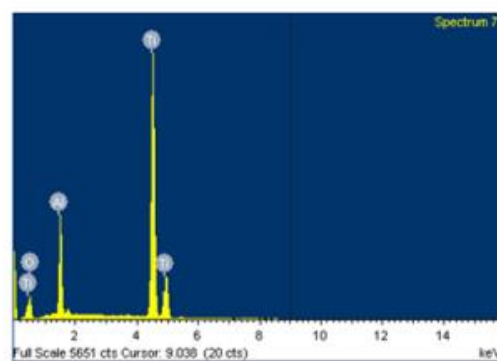
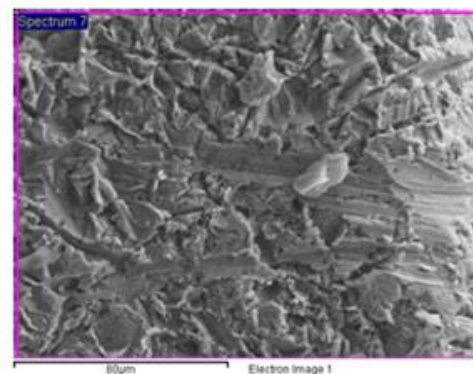


Fig. 17. Composición química de superficie de implante del grupo 1 (1.60 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	33.96	56.74
Al K	14.79	14.65
Ti K	51.25	28.60
Totals	100.00	

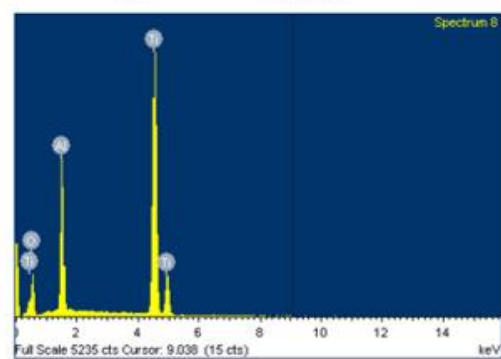
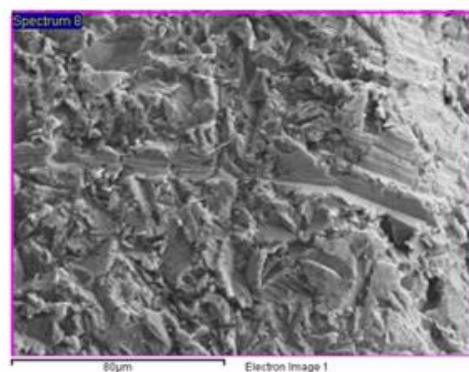


Fig. 18. Composición química de superficie de implante del grupo 1 (1.60 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	33.96	56.74
Al K	14.79	14.65
Ti K	51.25	28.60
Totals	100.00	

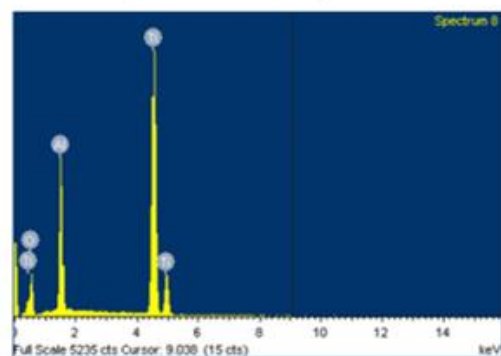
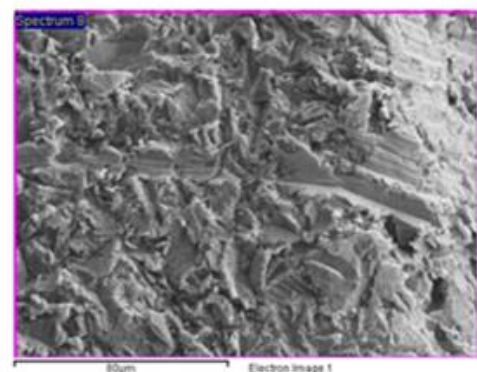


Fig. 19. Composición química de superficie de implante del grupo 1 (1.60 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	22.17	43.38
Al K	11.39	13.21
Ti K	66.44	43.41
Totals	100.00	

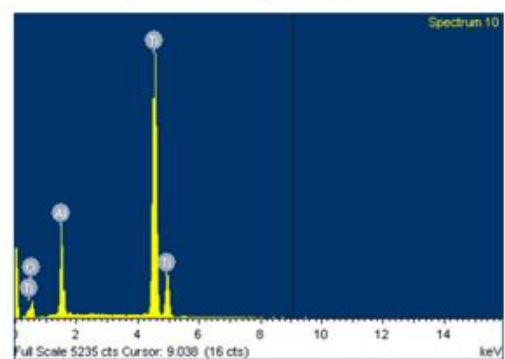
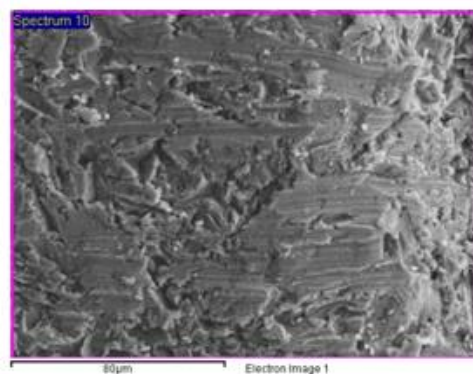


Fig. 20. Composición química de superficie de implante del grupo 2 (3.50 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	33.17	55.69
Al K	15.71	15.64
Ti K	51.12	28.67
Totals	100.00	

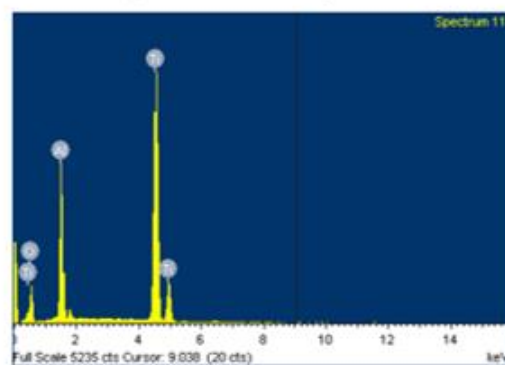
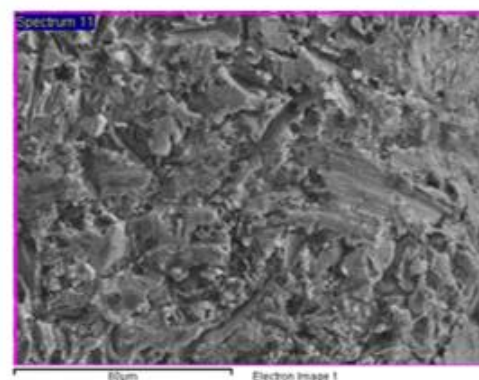


Fig. 21. Composición química de superficie de implante del grupo 2 (3.50 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	35.42	57.93
Al K	16.01	15.53
Ti K	48.57	26.54
Totals	100.00	

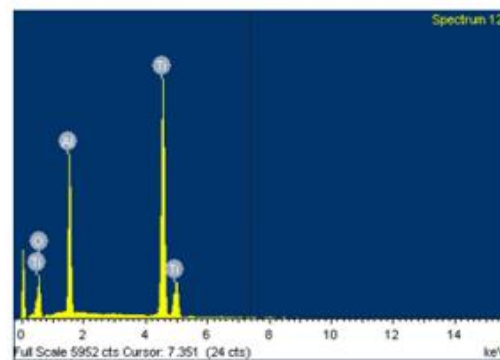
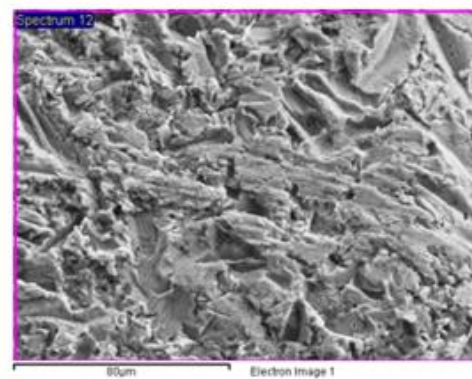


Fig. 22. Composición química de superficie de implante del grupo 2 (3.50 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	24.04	45.88
Al K	11.52	13.03
Ti K	64.44	41.08
Totals	100.00	

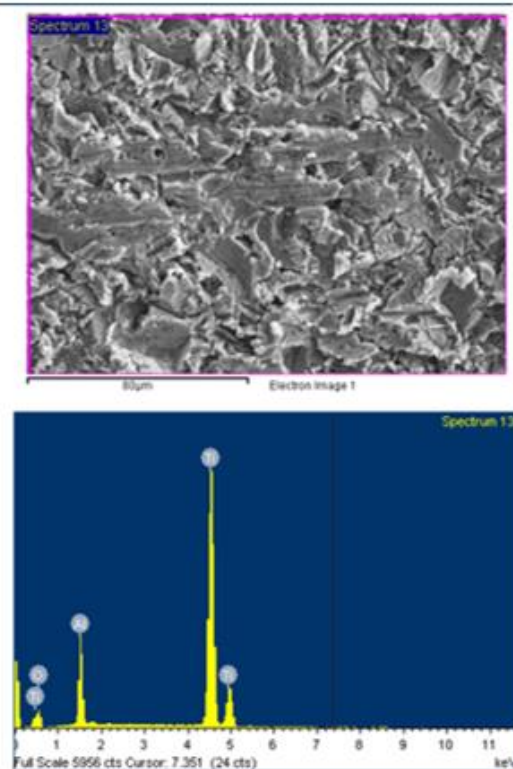


Fig. 23. Composición química de superficie de implante del grupo 2 (3.50 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	29.34	51.96
Al K	13.63	14.31
Ti K	57.03	33.73
Totals	100.00	

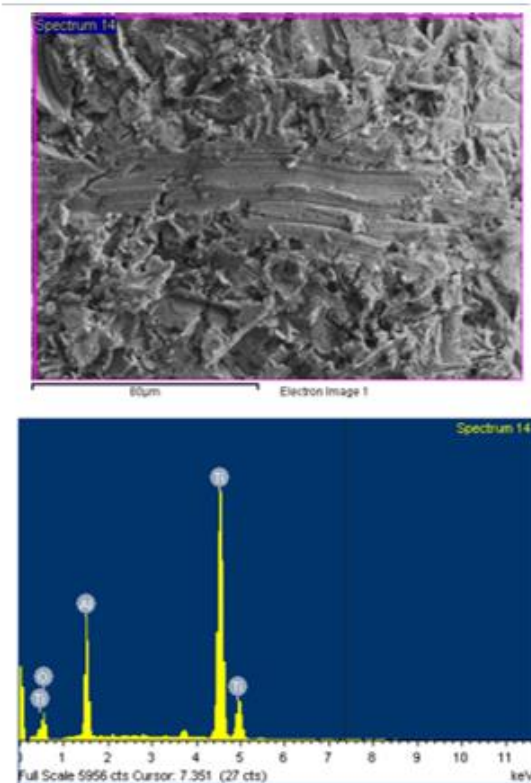


Fig. 24. Composición química de superficie de implante del grupo 2 (3.50 W).

Element	Weight%	Atomic%
O K	33.15	55.74
Al K	15.43	15.39
Ti K	51.42	28.88
Totals	100.00	

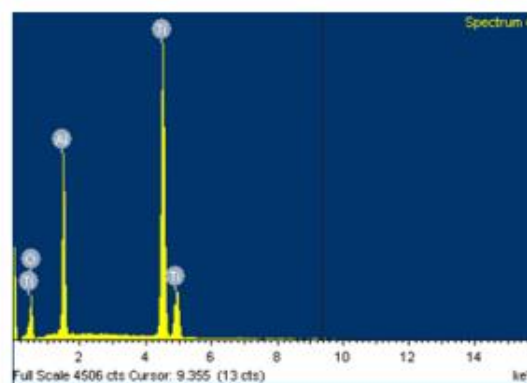
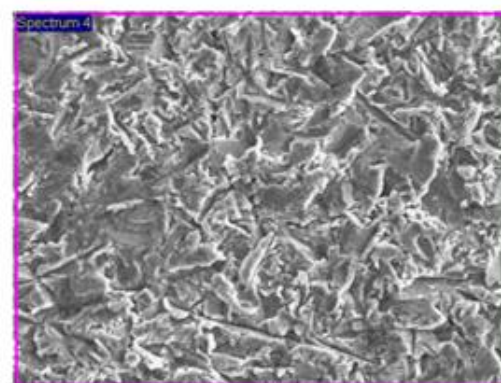


Fig. 25. Composición química de superficie de implante del grupo control (sin intervención).

Element	Weight%	Atomic%
O K	32.34	54.80
Al K	15.71	15.78
Ti K	51.96	29.41
Totals	100.00	

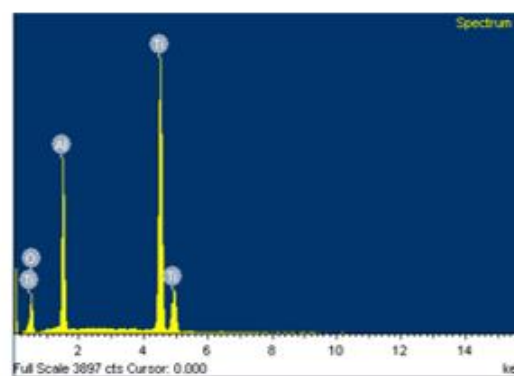
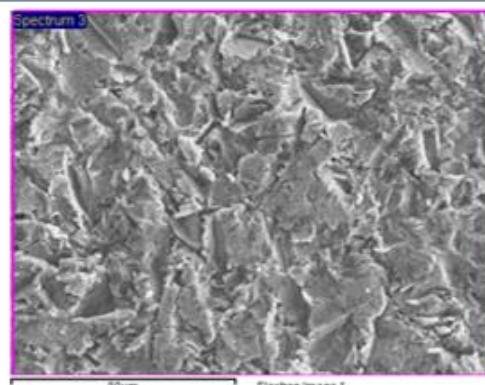


Fig. 26. Composición química de superficie de implante del grupo control (sin intervención).

Element	Weight%	Atomic%
O K	29.11	51.39
Al K	14.91	15.61
Ti K	55.98	33.01
Totals	100.00	

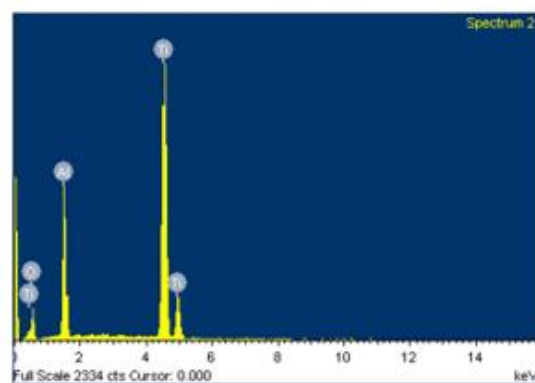
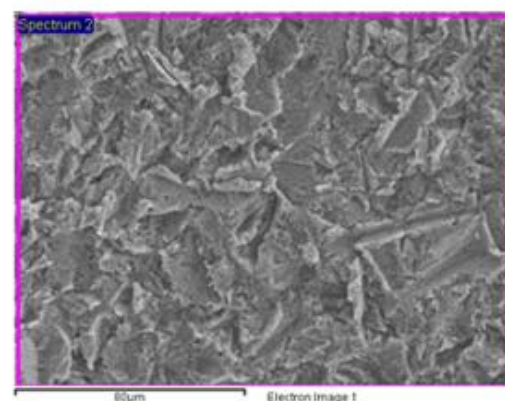


Fig. 27. Composición química de superficie de implante del grupo control (sin intervención).