



**UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
ESPECIALIDAD EN ORTODONCIA

TESIS

**CARACTERIZACIÓN FÍSICA Y METALÚRGICA DE MINI
IMPLANTES DE TITANIO**

PARA OBTENER EL GRADO DE

ESPECIALISTA EN ORTODONCIA

PRESENTA:

C.D. JOSÉ ANTONIO ARIAS GONZÁLEZ

ASESOR DE TESIS: C.D.E.O. LUZ MARÍA VARGAS PURECKO

ASESOR METODOLOGICO: M.C. HÉCTOR RUÍZ REYES

MORELIA, MICHOACÁN
MÉXICO

Octubre 2013

ÍNDICE GENERAL

	PÁGINA
RESUMEN.	
1. INTRODUCCIÓN.	7
2. ANTECEDENTES	
2.1 ANTECEDENTES GENERALES	11
2.1.1 USOS Y APLICACIONES.	11
2.1.2 MECÁNICAS DE INTRUSIÓN.	12
2.1.3 CARACTERÍSTICAS QUÍMICAS Y ESTRUCTURALES DE LOS MINI IMPLANTES.	13
2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.	14
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	16
3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	
4. JUSTIFICACIÓN.	17
5. HIPÓTESIS.	18
5.1 HIPÓTESIS TRABAJO	
5.2 HIPÓTESIS NULA	
6. OBJETIVOS.	19
6.1 OBJETIVO GENERAL.	
6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	19

7. MATERIAL Y MÉTODOS.	20
7.1 UNIVERSO DE ESTUDIO.	20
7.2 CLASIFICACIÓN DEL ESTUDIO.	20
7.3 CRITERIOS DE ELEGIBILIDAD.	20
7.3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.	
7.3.2 CRITERIOS DE NO INCLUSIÓN.	21
7.4 METODOLOGÍA.	22
7.4.1 FASE EXPERIMENTAL I.	
(PROCEDIMIENTO CLÍNICO): COLOCACIÓN DE MINI INPLANTES TI-6AL-4V EN PACIENTES CON MORDIDA PROFUNDA ANTERIOR.	
7.4.2 FASE EXPERIMENTAL II.	24
VALORACION DE LOS CAMBIOS ESTRUCTURALES, METALÚRGICOS Y MÉCANICOS DE LOS MINI IMPLANTES Ti-6Al-4V.	
8. RESULTADOS.	29
8.1 CLÍNICO.	
8.2 ANÁLISIS METALÚRGICO.	31
8.2.1 PESAJE.	
8.2.2 ANÁLISIS SUPERFICIAL DE LOS MINI IMPLANTES EN MEB, A DIFERENTES AUMENTOS.	32
8.2.3 ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN MICROESTRUCTURAL.	38
8.2.4 ANÁLISIS DE MICRODUREZA.	41
9. DISCUSIÓN.	43
10. CONCLUSIONES.	44
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	45

Resumen:

La presente investigación fue enfocada a examinar mini implantes fabricados de Ti-6Al-4V para uso ortodóncico, los cuales fueron empleados en pacientes por un periodo de 4 meses. Después de haber sido retirados, los mini implantes fueron analizados mediante microscopía óptica y microscopía electrónica de barrido para determinar cambios superficiales, microestructurales y diferencias en la composición química. Los resultados muestran que los mini implantes presentan desgaste en la sección de la rosca, lo cual promueve un incremento de dureza en la superficie de esta sección, sin embargo, no existe una diferencia significativa en la composición química en las diferentes secciones de cada uno de los mini implantes.

Palabras clave: mini-implantes, aleaciones de titanio, ortodoncia, análisis metalúrgico, anclajes temporales.

Abstract

This research was focused on the examination of mini implants made of titanium alloy Ti-6Al-4V used for orthodontics applications. The mini implants were anchored on three patients during four months. After being removed, mini implants were analyzed by means of optical microscopy as well as scanning electron microscopy in order to determine surface changes, microstructural changes and some differences on chemical composition on every mini implant. Results showed that mini implants experienced wear on the thread promoting a hardness increment in that area. However, there is no significant difference in the chemical composition on the different areas of every mini implants analyzed.

Key words: mini implants, titanium alloys, orthodontics, metallurgical analysis, temporary anchorage device.

1. INTRODUCCIÓN.

Un buen control de anclaje, es un prerequisite para el éxito de un tratamiento ortodóntico. No sólo afecta al plan de tratamiento sino, también el resultado. Recientemente, el anclaje con mini implantes, particularmente de titanio ha atraído la atención de los ortodoncistas por sus ventajas de flexibilidad al escoger el lugar de colocación, bajo costo, simple procedimiento quirúrgico, bajo grado de incomodidad después de su colocación, en comparación con los implantes dentales tradicionales. 1 El anclaje ha sido un reto desde la introducción de los aparatos fijos en la ortodoncia. Normalmente el movimiento ortodóntico de un diente se ancla a un grupo de dientes para minimizar movimientos no deseados. Un anclaje adecuado se vuelve difícil cuando faltan dientes posteriores. Aparatos auxiliares intra y extraorales pueden usarse para asistir un movimiento, pero la efectividad de estas medidas dependen de la cooperación del paciente. 2

Los implantes dentales convencionales de titanio surgieron como alternativa de anclaje a los métodos tradicionales en ortodoncia, sobre todo cuando los elementos dentales de anclaje son insuficientes en cantidad o calidad. Desafortunadamente, éstos pueden ser colocados únicamente en lugares limitados, en zona retromolar y zonas edéntulas. Además, los implantes dentales convencionales se colocan con procedimientos complicados y molestos para el paciente, con una recuperación larga y dificultad para mantener la higiene bucal.

Debido a estas desventajas, Kanomi propone los mini implantes de titanio (1.2mm de diámetro y 6mm de largo) para el anclaje ortodóntico. El titanio puro comercial (CP Ti), generalmente se usa como material para implantes por su excelente biocompatibilidad. Sin embargo, el CP Ti tiene tolerancia a la fatiga, menor que las aleaciones de titanio. La aleación Ti-6Al-4V, puede ser usada para superar esta desventaja. Sin embargo, la resistencia a la corrosión del mini implante disminuye cuando la aleación es utilizada favoreciendo la liberación de iones de metales, que se han asociado con fallas clínicas

del implante, osteolisis, reacciones alérgicas cutáneas, citotoxicidad, lesiones en el riñón.3

El uso de mini implantes en ortodoncia para mejorar el anclaje se ha vuelto importante en la mayoría de las prácticas. Sin embargo, hay una escasez en la investigación del perfil de la superficie de éstos si sufre alguna alteración estructural, cambio en sus propiedades mecánicas y un amplio espectro en la interacción de tejidos. Los fabricantes de implantes han adoptado materiales que se utilizan en el área dental, incluyendo Titanio comercial puro (CP Ti) y aleaciones de titanio. 4

El titanio comercial puro es el material más utilizado en la implantología y debido a sus rasgos en particular se han obtenido excelentes resultados en investigaciones en animales y humanos. Sin embargo, la reducción en el tamaño de estos aditamentos, puede presentar fracturas durante la colocación y remoción de éstos. El uso de aleaciones de titanio, puede superar estas desventajas, pero la osteointegración pudiera empeorar. 4

Todos los metales se corroen en cierto grado en cualquier ambiente. En la cavidad oral, los aparatos ortodónticos están sujetos a daños tanto físicos, como corrosivos, que actúan en la degradación física de sus propiedades, e incrementa el potencial de fracturas. El costo de la combinación de ambos daños es de particular interés, considerando el lapso de vida de estos aparatos así que cualquier método que reduzca la corrosión será benéfico. Las cuatro aleaciones que se usan con más frecuencia en arcos para ortodoncia: acero inoxidable, níquel titanio, cromo cobalto y beta titanio, han sido utilizados en implantes e investigaciones han demostrado que los cuatro pueden presentar corrosión, particularmente si existe desgaste. 5

Por muchos años, el material metálico más común, utilizado para aplicaciones médicas, han sido el 316L acero inoxidable, aleación de Co-Cr, titanio comercial puro y Ti-6Al-4v. Recientemente, una nueva aleación de titanio que comprenden estabilizadores beta (B) como el niobium (Nb), tantalum (Ta) y una aleación neutral como el zirconium (Zr) y

oxígeno intersticial (O), ha sido desarrollado con el objetivo de mejorar sus propiedades mecánicas y su biocompatibilidad comparado con las aleaciones existentes. Desde que el titanio comercial puro (CPTi) presenta propiedades mecánicas pobres como baja tolerancia a la fatiga no es recomendable para uso dental y ortopédico. Por otra parte, la aleación Ti-6Al-4V no es viable que se use en estos implantes por la citotoxicidad del vanadio (V). 6

Generalmente hay poca evidencia en el perfil de la superficie del implante durante su uso en boca incluyendo alteraciones estructurales, cambios en las propiedades mecánicas, en interacciones entre el tejido y el implante. A pesar de que no es fácil encontrar literatura sobre la evidencia en la composición de los mini implantes, debe postularse que la aleación de titanio, es favorecida por su resistencia en comparación del titanio puro comercial CP Ti. Un estudio reciente, indica que la prueba del torque de remoción pone a prueba la resistencia del titanio CP; ésto pone en riesgo la integridad del implante durante la remoción con resultados clínicos potencialmente desfavorables.7

La respuesta ósea local como estudio de biocompatibilidad a diferentes materiales implantados en el aparato locomotor, está siendo objeto de interés y estudio por parte de numerosos investigadores. Algunos autores ponen de manifiesto la existencia de crecimiento de tejido óseo alrededor de implantes de titanio, hecho que no sucede cuando el material es acero inoxidable 316L o la aleación Co-Cr. Otros autores han corroborado estas investigaciones, así, Breme et al., realizaron un estudio comparativo entre titanio y acero 316L implantando ambos materiales en forma de mini placas en patas de cerdo Hangford enanos. El resultado fue un crecimiento de tejido óseo alrededor de los implantes de titanio mientras que hubo crecimiento de tejido fibroso de granulación poco vascularizado alrededor de los implantes de acero. El acero inoxidable y la aleación cromo-cobalto (Co-Cr), han sido utilizados como materiales en ortopedia e implantes dentales por su biocompatibilidad propiedades físicas y fácil fabricación. En general, estas aleaciones metálicas tienen buena resistencia a la corrosión y se cree que no causan ninguna respuesta sistémica y local en el organismo.

Sin embargo, la corrosión de los implantes metálicos se ha llegado observar cuando están en contacto con sistemas biológicos causando liberación de iones metálicos de los implantes. Los iones metálicos como el níquel (Ni), Co y Cr, se sabe que causan reacciones adversas en tejido y alergias. 8, 10

La necesidad del estudio de la biocompatibilidad surge del reconocimiento de la diferencia existente entre tejido vivo y los materiales no viables. Es bien conocida la existencia de una elevada interacción entre tejido y un material implantado, apareciendo efectos tanto beneficiosos como perniciosos. Dada la definición de biomaterial (material diseñado, para actuar interfacialmente con sistemas biológicos con el fin de evaluar, tratar, aumentar o sustituir algún tejido, órgano o función del cuerpo). El estudio de la biocompatibilidad se entiende, como la descripción y caracterización de una respuesta reproducible, por parte del tejido biológico relativo a los materiales estudiados.⁹

El propósito de este estudio, es evaluar las características físicas y metalúrgicas del mini implante, antes y después de ser implantados, para obtener un estándar de sus propiedades.

2. ANTECEDENTES.

2.1 ANTECEDENTES GENERALES.

El anclaje ortodóntico aparece definido en la literatura en 1923 por Louis Ottofy como “la base contra la cual la fuerza ortodoncica o la reacción de la fuerza ortodoncica es aplicada”. Daskalogiannakis lo definió como “la resistencia al movimiento dental indeseado”. También se ha definido como la cantidad de movimiento permitido de la unidad de reacción. 11

En los inicios de la ortodoncia se utilizaron los dientes para conseguir el control de anclaje, pero los ortodoncistas se dieron cuenta de las restricciones de este sistema. En un intento por superar estas limitaciones, diversos autores como Fauchard (1728), Gunnell (1822), Schage (1841) y Angle (1891), buscaron formas alternativas de anclaje, entre las cuales se tienen pantallas vestibulares, tracciones extraorales, barras transpalatinas y arcos linguales. Aunque se había conseguido mejorar el control del anclaje con todos los mecanismos mencionados anteriormente, todavía la obtención de un anclaje ideal, en el cual el movimiento de las zonas de reacción se controlara por completo, no se había logrado. 12

En 1969 con el advenimiento de la osteointegración, se imaginó la posibilidad de usar materiales biocompatibles para reemplazar dientes ausentes. Posteriormente, se usaron los implantes osteointegrados ad modum Branemark (implantes cuya finalidad principal es el reemplazo de estructuras dentarias ausentes), como mecanismos de anclaje ortodóntico absoluto. 13

2.1.1 Usos y Aplicaciones.

La configuración de los mini implantes, reflejada en su tamaño pequeño y diámetro reducido le confiere alta versatilidad, razón por la cual son múltiples las situaciones clínicas en las cuales estos dispositivos de anclaje temporal se pueden utilizar. Entre dichas aplicaciones clínicas se encuentran la intrusión simétrica de incisivos, corrección

de planos oclusales desnivelados, tracción de caninos impactados, verticalización, distalización, mesialización, intrusión, vestibularización y estabilización de molares, alineación de líneas medias, anclaje intermaxilar, retracción en masa de dientes anteriores, bloqueo o fijación intermaxilar.

2.1.2 Mecánicas de Intrusión.

La sobremordida vertical profunda es uno de los componentes más comunes de una maloclusión, así como un gran reto hasta para el más competente ortodoncista. Puede ser corregida con varias modalidades de tratamiento, tales como la extrusión de dientes posteriores, intrusión de los anteriores o una combinación de ambas, dependiendo de la naturaleza de la discrepancia existente. 14

Se ha documentado que la corrección de una sobremordida profunda por extrusión de los dientes posteriores es difícil de lograr ya que se opone a la fuerza de los músculos masticadores. Además, es menos estable en pacientes que ya han dejado de crecer, ya que los dientes posteriores extruidos pueden alterar el espacio libre dejando el pronóstico de esta técnica en duda. 15

Por muchos años, la intrusión verdadera de los dientes se consideró como muy difícil y se asoció con numerosos efectos secundarios en el cemento y periodonto (como reabsorción radicular). Sin embargo, en años recientes se ha documentado intrusión verdadera y ahora se considera un procedimiento seguro si la magnitud y dirección de la fuerza se monitorean cuidadosamente. 16

Los mini implantes que recientemente se han introducido en el campo de la ortodoncia, han revolucionado el armamentario del ortodoncista y han ganado una gran popularidad en el manejo clínico de varios movimientos ortodónticos haciendo al anclaje absolutamente estable.

2.1.3 Características Químicas y Estructurales de los Mini Implantes.

Se conoce como **Ti₆Al₄V** a la aleación de titanio más utilizada tanto en aplicaciones biomédicas como industriales.

La aleación contiene aluminio y vanadio según la composición: Ti6Al4V. El aluminio incrementa la temperatura de la transformación entre las fases alfa y beta. El vanadio disminuye esa temperatura. La aleación puede ser bien soldada. Tiene alta tenacidad.

El Ti6Al4V puede ser mecanizado a forma de acomodar las superficies irregulares de los huesos, como en el caso de placas para los huesos fracturados cuando se utiliza para fabricar prótesis óseas o dentales.

Se trata de una aleación alfa-beta. Esta aleación se produce en diferentes grados. La variedad de grados está relacionada con la cantidad de oxígeno que tiene cada una de ellas y esto hace variar las propiedades mecánicas de la aleación.

2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS.

Los implantes dentales convencionales son una herramienta eficiente como anclaje en ortodoncia. Han sido usados desde los años 80 para anclar fuerzas en ortodoncia y ortopedia. A raíz de esto, una gran cantidad de sistemas han sido utilizados en el mercado, onplants, implantes palatinos, tornillos bicorticales, mini placa.

En 1997, Wehrbein et al, probó los mini implantes de titanio en el maxilar para anclajes ortodonticos en Alemania. Ese mismo año en Japón, Kanomi usó mini implantes para anclar movimientos ortodonticos. Después de estos dos trabajos los implantes fueron ampliamente usados para soportar cargas en ortodoncia y ortopedia convirtiéndose en un sistema de anclaje efectivo en ortodoncia. 17

La fabricación de los mini implantes ha adoptado materiales que abarca el área de los implantes dentales, incluyendo el titanio cp, titanio y aleaciones como el Ti6Al4V. La evidencia de la composición de los mini implantes es poco común en la literatura y supone que las aleaciones de titanio suelen tener una mayor dureza que el titanio cp. Un estudio reciente indicó que el torque al retirar el mini implante pone a prueba la dureza del mini implante de titanio cp poniendo en riesgo la integridad de éste. 18

Ericson et al, identificaron en su estudio una zona de 2 a 10 mm entre hueso y titanio. Tisdal et al, llevaron a cabo un estudio en fémures de conejos insertando aleación de TiAlV con y sin recubrimiento de hidroxiapatita. Los cortes histológicos mostraron que la aposición de hueso fue mayor en perímetro y más directa sobre aquellos implantes recubiertos. Por otra parte, Taoka et al, compararon la respuesta osteogénica frente a la alúmina y alúmina recubierta de hidroxiapatita. Comprobaron una mejor y más directa aposición de hueso sobre los implantes compuestos de alúmina e hidroxiapatita. 19

La necesidad de conseguir máximo anclaje durante la terapia ortodóncica en el adulto y los continuos problemas de colaboración han estimulado a probar nuevos sistemas de anclaje intraorales o extraorales. Las primeras propuestas de anclaje fueron los implantes de titanio osteointegrados, los “onplants”, las mini placas, ligaduras

cigomáticas, implantes palatinos y más recientemente los mini implantes de titanio no osteointegrados.

A comienzos de la década de los 90 empezaron a utilizarse los implantes como sistema de anclaje aprovechando la resistencia al movimiento del implante que comporta el fenómeno de la osteointegración. Recientemente, se ha demostrado que los implantes constituyen una excelente forma de anclaje por que permanecen inmóviles en respuesta a las fuerzas aplicadas dentro de los márgenes ortodónticos. 20

Los mini implantes de titanio pueden ser maquinados o con superficie rugosa. Aunque todos pueden osteointegrarse. La osteointegración está en relación con el tiempo que estén colocados en boca y del momento que sean cargados. Su unión con el hueso es suficiente para soportar las fuerzas ortodónticas sin afectar su estabilidad con solo una fibrointegración.

La aposición del hueso al implante es significativamente mayor en la superficie rugosa comparada con la maquinada, independientemente de la calidad del hueso; sin embargo no necesitan ser arenados, grabados o bañados por el relativo corto período de tiempo que son usados durante el tratamiento. 21

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Los mini implantes pierden fijación o incluso se fracturan y su estabilidad debe ser investigada con mayor profundidad. Mejorar el conocimiento sobre la fase de curación es muy importante para entender los factores que se requieren para lograr su implantación en el hueso e identificar el momento ideal para cargarlos. 1

3.1 Pregunta de Investigación.

¿Qué cambios físicos y metalográficos presentan los mini implantes una vez retirados al finalizar el tratamiento ortodóntico?

4. JUSTIFICACIÓN.

Conocer el desempeño de los mini implantes utilizados en ortodoncia como mecànica de anclaje y comparar los posibles cambios que puedan existir en éstos antes de utilizarlos y una vez retirados, para que de esta manera se determinen sus limitaciones. El uso de mini implantes en ortodoncia se ha convertido en un recurso importante en la mayoría de las prácticas. Sin embargo, existen pocas publicaciones que investiguen el perfil de la superficie de estos aditamentos, este estudio pretende determinar si se sufre alguna alteración estructural, cambio en sus propiedades mecánicas, y también su interacción con los tejidos.

La microscopia electrónica de Barrido es un equipo que permite caracterizar las aleaciones metálicas, esta puede brindar información de la composición química, tamaño de grano de aleación, porosidad, análisis microestructural entre muchas otras, estos parámetros son importantes ya que permitirán dar un conocimiento más específico del comportamiento de los mini implantes Ti6Al4V.

5. HIPÓTESIS

5.1 HIPÓTESIS DE TRABAJO.

Las características físicas y metalúrgicas del mini implante son distintas al finalizar los objetivos del tratamiento ortodóntico.

5.2 HIPÓTESIS NULA

Las características físicas y metalúrgicas del mini implante son similares al finalizar los objetivos del tratamiento ortodontico.

6. OBJETIVOS.

6.1 OBJETIVO GENERAL

Caracterizar física y metalúrgicamente el mini implante en condiciones de recibido para obtener un estándar de sus propiedades, el cuál servirá para comparar su comportamiento después de haber sido implantado.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.- Colocación de mini implantes para la corrección de la mordida profunda.
- 2.- Preparación de los minimplantes para su análisis por Microscopía Electrónica de Barrido.
- 3.- Determinar el line scan y mapeo.
- 4.- Valorar la microdureza Vickers en la sección longitudinal de los mini implantes.

7. MATERIAL Y MÉTODOS.

7.1 UNIVERSO DE ESTUDIO

Se trataron, 3 pacientes de ambos sexos y se analizaron 8 mini implantes.

7.2 CLASIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Prospectivo: Se incluyeron a los pacientes antes de presentar los resultados a estudiar.

Longitudinal: Observamos una evolución del tratamiento de los pacientes en el tiempo. Igualmente se observaron los mini implantes al inicio y al final.

Comparativo: Se compararon un grupo control y 7 de servicio.

Experimental: El investigador tuvo una participación activa en el laboratorio de Metalurgia durante el desarrollo del estudio.

7.3 CRITERIOS DE ELEGIBILIDAD

7.3.1 Criterios de inclusión.

- Pacientes que hayan firmado la hoja de consentimiento informado.
- Pacientes que presentaran mordida profunda anterior.
- Pacientes que estuvieran en fase de trabajo.
- Mini implantes Dentaurum (Lote de fabricación 410940, Tomas pin SD N 06 Ref. 302-106-30), con 1.6 mm de diámetro y 6 mm de longitud.
- Pesaje de los Mini implantes en balanza analítica, (Denver Instrument, modelo APX-200).
- Preparación de los mini implantes montados en baquelita (polímero termoestable).
- Desbaste de los mini implantes con papel abrasivo de carburo de silicio de diferentes grados (80 μm , 50 μm , 22 μm , 10 μm), seguido de un pulido fino con pasta de diamante de 6, 3 y 1 micra respectivamente, hasta lograr una superficie con acabado espejo.
- Revelar la microestructura con reactivo químico (Remington A) y observarla con un Microscopio óptico Nikon (Epiphot), con lente ocular de 10x y lentes objetivos de 10x, 20x, 50x y 100x.

- Análisis en Microscopio Electrónico de Barrido (JSM-6400 Scanning Microscope JEOL).
- Realizar ensayo de microdureza Vickers con carga de 500 gr.

7.3.2 Criterios de no inclusión.

- Pacientes que no hayan firmado la hoja de consentimiento informado.
- Pacientes que no presentaran mordida profunda anterior.
- Pacientes que no estuvieran en fase de trabajo.
- Mini implantes que no fueran de la marca Dentaurem (Lote de fabricación 410940, Tomas pin SD N 06 Ref. 302-106-30), con 1.6 mm de diámetro y 6 mm de longitud.
- Pesaje de los Mini implantes que no sea en una balanza analítica, (Denver Instrument, modelo APX-200).
- Preparación de los mini implantes que no estuvieran montados en baquelita (polímero termoestable).
- Desbaste de los mini implantes que no sea con papel abrasivo de carburo de silicio de diferentes grados (80 μm , 50 μm , 22 μm , 10 μm), seguido de un pulido fino con pasta de diamante de 6, 3 y 1 micra respectivamente, hasta lograr una superficie con acabado espejo.
- Revelar la microestructura con reactivo químico que no sea (Remington A) y observarla con un Microscopio óptico Nikon (Epiphot), con lente ocular de 10x y lentes objetivos de 10x, 20x, 50x y 100x
- Análisis en Microscopio Electrónico de Barrido que no sea un (JSM-6400 Scanning Microscope JEOL).
- Realizar ensayo de microdureza Vickers que no sea con una carga de 500 gr.

7.4 METODOLOGÍA.

7.4.1 Fase experimental I.

Procedimiento clínico: colocación de mini implantes Ti-6Al-4V en pacientes con mordida profunda anterior.

Se seleccionaron 3 pacientes de entre 18 a 23 años de edad, ambos sexos, que presentaran mordida profunda anterior y que estuvieran en fase de trabajo. Fig 1 A-C



Fig. 1A



Fig. 1B



Fig. 1C

Se emplearon seis mini implantes del fabricante Dentaaurum (Lote de fabricación 410940, Tomas pin SD N 06 Ref. 302-106-30), con 1.6 mm de diámetro y 6 mm. de longitud, de los cuales 2.3 mm. corresponden a la altura de la cabeza y 2 mm. a la altura del cuello cónico.

Se le pidió a cada paciente se le tomara una Rx panorámica y 2 Rx periapicales entre incisivos lateral y central de ambos lados de la arcada, para observar el lugar de inserción y las condiciones periodontales junto con una inspección clínica. Se colocó un abre bocas para tener un campo visual más amplio para así poder identificar el sitio de implantación. Una vez determinada la ubicación, se infiltró en la zona Lidocaína con epinefrina para reducir molestias al paciente.

Los mini implantes fueron colocados entre los dientes incisivo central y lateral en ambos lados de la arcada de cada paciente, figura 2, con un desarmador diseñado por el fabricante para dar un torque determinado. Inmediatamente después de haber sido implantados, los mini implantes fueron sometidos a carga de 75 gr en cada lado, con cadenas elásticas sujetadas en un arco 19x25 de acero seccionado de canino a canino.



Fig. 2

Los mini implantes se mantuvieron en los pacientes por un período de 4 meses, teniendo citas cada mes para su revisión y el cambio de los elásticos. De los 6 mini implantes dos presentaron movilidad, uno a las 3 semanas en el que hubo que retirarlo y ese mismo volverlo a recolocar y el otro a las 13 semanas. Una vez finalizada la intrusión de los dientes anteriores según las indicaciones del tratamiento, los mini implantes fueron retirados con el desarmador diseñado por el fabricante al mismo tiempo que eran identificados para posteriormente ser lavados con agua destilada a presión, alcohol y finalmente colocados en frascos estériles.

7.4.2 Fase experimental II

Valoración de los cambios estructurales, metalúrgicos y mecánicos de los mini implantes Ti-6Al-4V.

Con el objetivo de estudiar los cambios estructurales, metalúrgicos y mecánicos que pudiesen tener los mini implantes al final del tratamiento de ortodoncia, como paso inicial, se realizó la medición del peso de cada uno de ellos empleando una balanza analítica, marca Denver Instrument, modelo APX-200. Fig 3

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor.

Fig. 3

Posteriormente, para determinar si existe algún cambio superficial, se realizó el análisis mediante Microscopia Electronica de Barrido en la modalidad de electrones secundarios. Se inició con la caracterización de un mini implante en condiciones de recibido con la finalidad de tener un estándar de la superficie original, así como también de sus características físicas tal como se muestra en la Figura 4, en donde se observa la superficie del mini implante libre de defectos, los bordes de la rosca completos y definidos sin evidencia de contaminación en las diferentes zonas del mini implante.

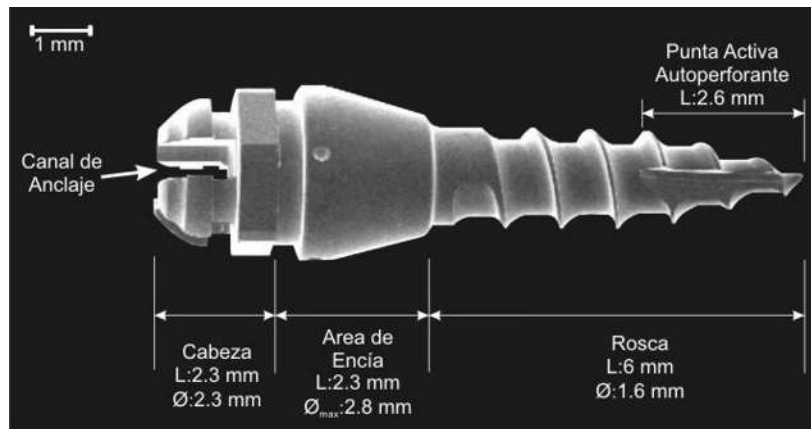


Fig. 4

Después se observaron los 6 mini implantes que estuvieron en servicio para observar los posibles cambios estructurales en la superficie. Fig 5

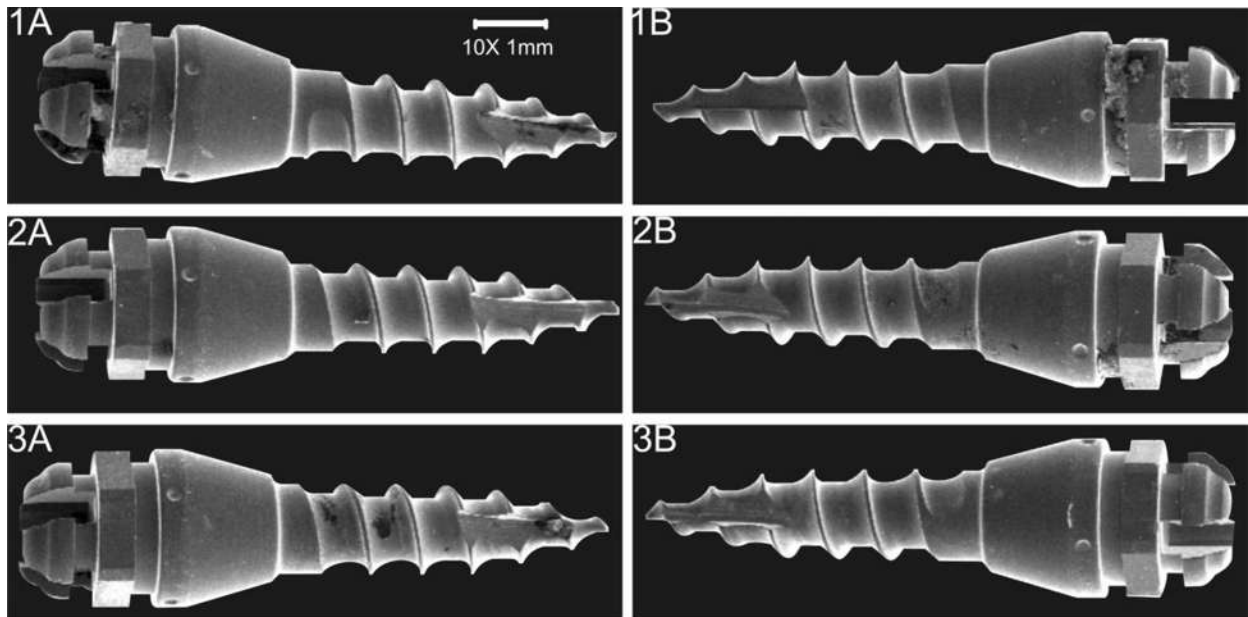


Fig. 5

Ya una vez analizados íntegramente se procedió a la preparación de los mini implantes en baquelita (polímero termoestable) para facilitar su preparación metalográfica. A continuación, se realizó el desbaste, montados en baquelita, a través de su eje

longitudinal para lo cuál se empleó papel abrasivo de carburo de tungsteno de diferentes grados (80 μm , 50 μm , 22 μm , 10 μm) seguido de un pulido fino con pasta de diamante de 6, 3 y 1 micra respectivamente, hasta lograr una superficie con acabado espejo. Fig. 6

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor.

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor.

Fig. 6

La microestructura fue revelada mediante la inmersión de las muestras en un reactivo químico conocido en la literatura como “Remington A” y observada con ayuda de un microscopio óptico marca Nikon, modelo Epiphot, utilizando una lente ocular de 10X y lentes objetivos de 10x, 20x, 50x y 100x. Para observar los cambios estructurales y microestructurales de cada uno de los mini implantes, se utilizó el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB), así como para obtener la composición química puntual en cada uno de ellos, tal como se muestra en la Fig. 7

Análisis MEB

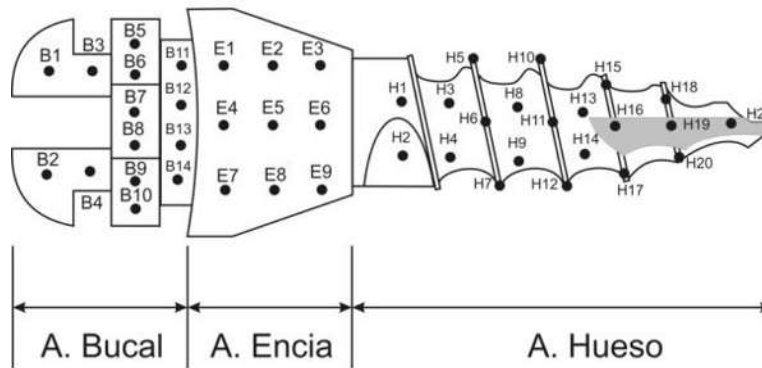


Fig. 7. Puntos de análisis de composición química en mini implante mediante MEB.

Para estudiar la integridad y cambios de dureza que pudiesen tener las diferentes secciones del mini implante se realizó un ensayo de microdureza en el microidentador Vickers, con una carga de 500 gr. en diferentes puntos como se muestra en la Fig. 8, 8.1

DUREZA VICKERS (HV)

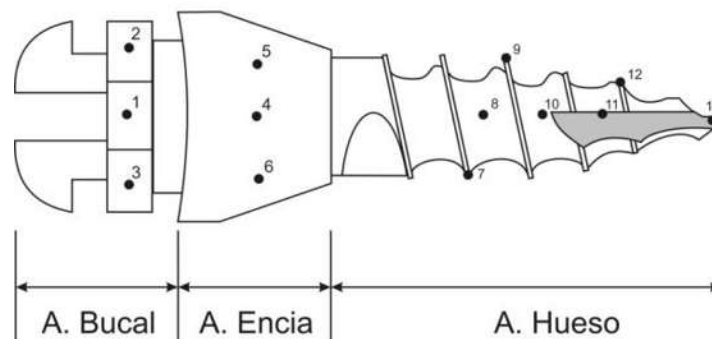


Fig. 8. Puntos de análisis de la microdureza en las diferentes secciones del mini implante.

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor .

Fig. 8.1 Se observa el momento en que se realiza la prueba de microdureza.

8. RESULTADOS.

8.1 CLINICO.

Paciente 1: Los resultados muestran una intrusión de incisivos superiores.

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor.

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor.

Paciente 2: Los resultados muestran una intrusión de incisivos superiores.



Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un descompresor.

Paciente 3: Los resultados muestran una intrusión de los incisivos superiores.



no se reconocieron
caracteres de "Procyon" en X 06
para los datos "Procyon" de tipo

8.2 ANÁLISIS METALÚRGICO.

8.2.1 PESAJE DE LOS MINI IMPLANTES.

Un parámetro con el cual se puede determinar de manera sencilla si existe algún cambio en los mini implantes es el peso, debido a que algún desgaste puede provocar una disminución de el mismo, tal como sucede en los ensayos de corrosión, por otro lado, puede existir un incremento de peso por la adherencia de material orgánico. Por esta razón se realizaron las mediciones mostradas en la Tabla 1 en donde se observa que el peso en condición de recibido, es menor a la de los mini implantes retirados, la cual se encuentra en el orden de las milésimas de gramo, lo cual es atribuido a los residuos orgánicos adheridos.

Mini implante	peso 1 (gr)	peso 2 (gr)	peso 3 (gr)	Promedio ± Desviación estándar (gr)
C. Recibido	0.0975	0.0974	0.0973	0.09735 ± 0.0001
1A	0.0974	0.0974	0.0974	0.09740 ± 0
1B	0.0978	0.0977	0.0978	0.09777 ± 5.7735E-05
2A	0.0986	0.0986	0.0985	0.09857 ± 5.7735E-05
2B	0.0986	0.0984	0.0984	0.09847 ± 0.000115
3A	0.0976	0.0976	0.0976	0.09760 ± 0
3B	0.0983	0.0983	0.0983	0.09830 ± 0

Tabla 1. Peso de los mini implantes extraídos de los pacientes

8.2.2 ANÁLISIS SUPERFICIAL DE LOS MINI IMLANTES EN EL MEB, A DIFERENTES AUMENTOS.

Se inició con la caracterización de un mini implante en condiciones de recibido, con la finalidad de tener un estándar de la superficie original, así como también de sus características físicas, tal como se muestra en la Figura 9, en donde se observa la superficie del mini implante libre de defectos, los bordes de la rosca completos y definidos sin evidencia de contaminación en las diferentes zonas.

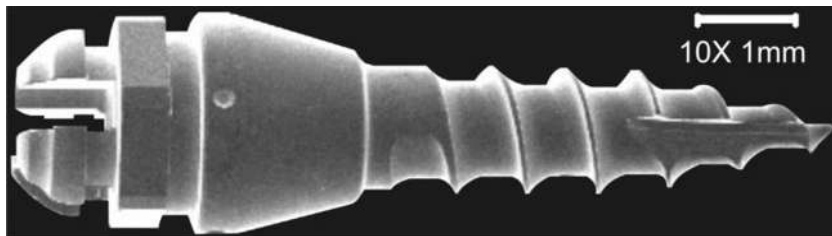


Fig. 9. Mini implante en condición de recibido observado a 10X.

La Figura 10 muestra un panorama general de las superficies de los seis mini implantes empleados en los pacientes durante un período de tratamiento de 4 meses en donde se observa que algunos de ellos presentan desgastes en la zona de la rosca así como contaminación por residuos orgánicos.

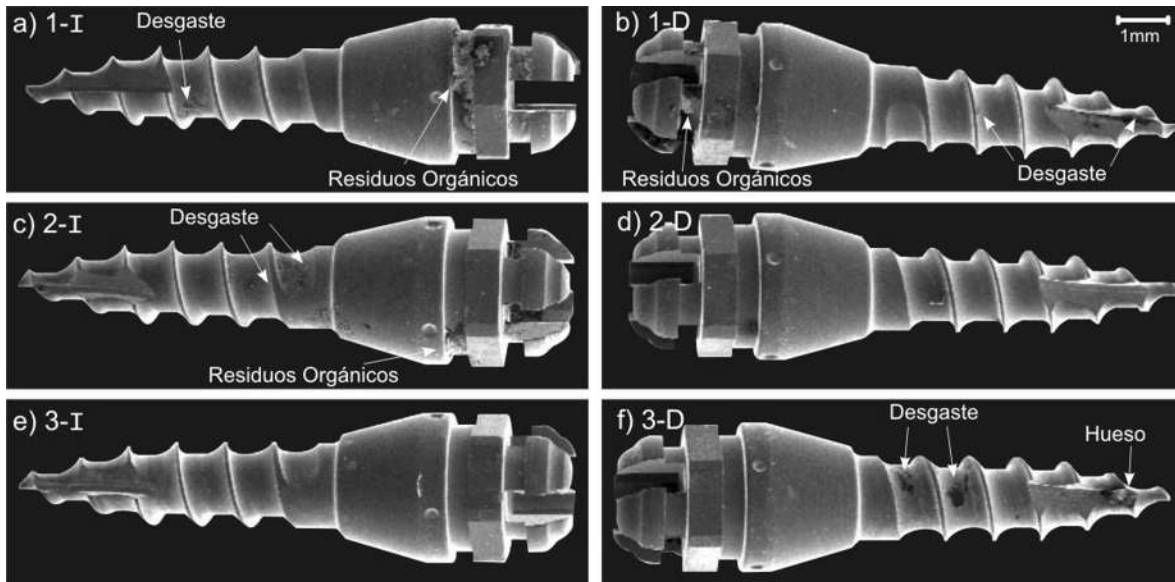
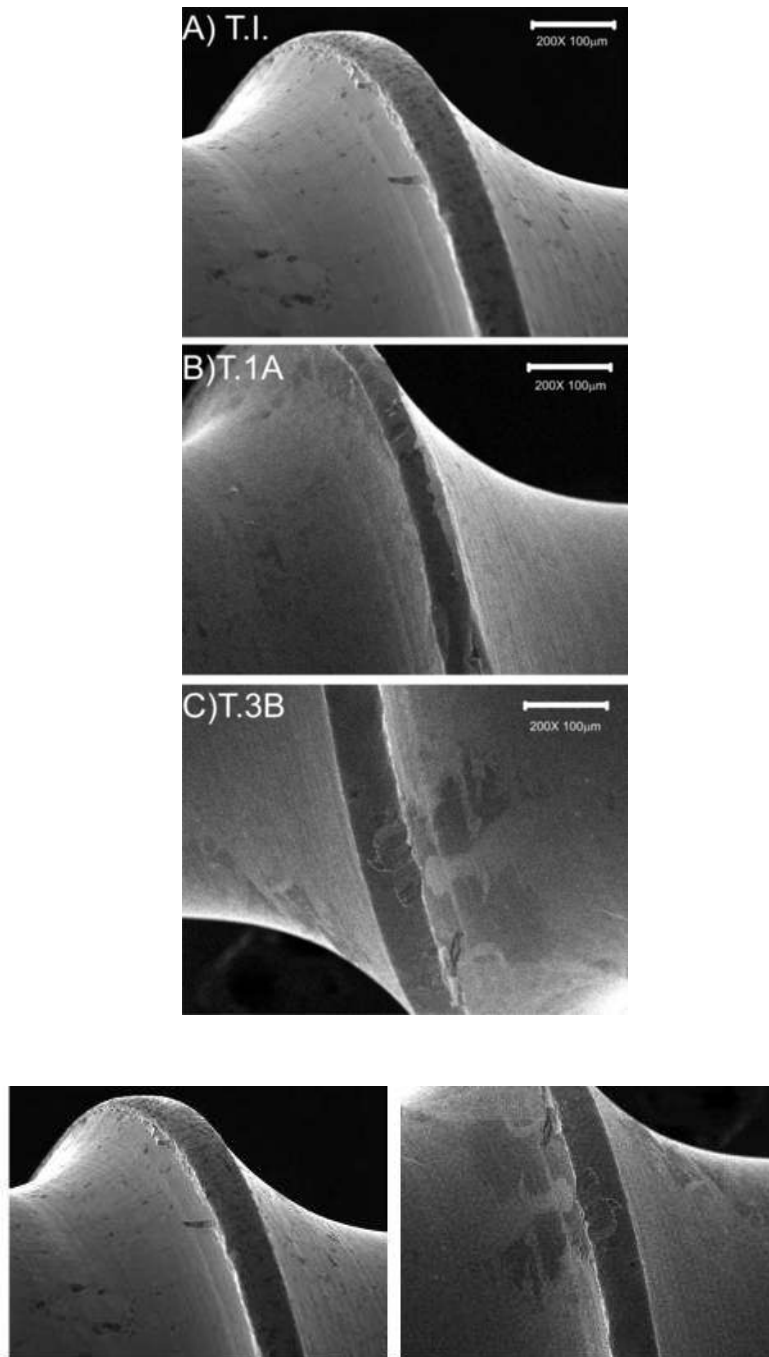


Fig. 10. Análisis superficial de mini implantes usados en tres pacientes en un período de tiempo de 4 meses.

Para realizar un análisis a detalle de los cambios de los mini implantes se realizó una observación a mayores magnificaciones, tal como se muestra en la Figura 11, 12, 13 mediante la cual se determinó que el desgaste en la zona de la rosca, puede ser relacionado con el hecho que estos mecanismos de anclaje son autoroscables en donde el filo de la rosca del implante penetra en hueso hasta quedar totalmente fijo. Es importante considerar la dureza del hueso humano, por lo que ocasiona que el mini implante sufra un desgaste al ser sometido a un esfuerzo cortante durante su inserción observándose principalmente en la rosca.



H5 I-3B 200X

Fig. 11 Se observan los desgastes a 200

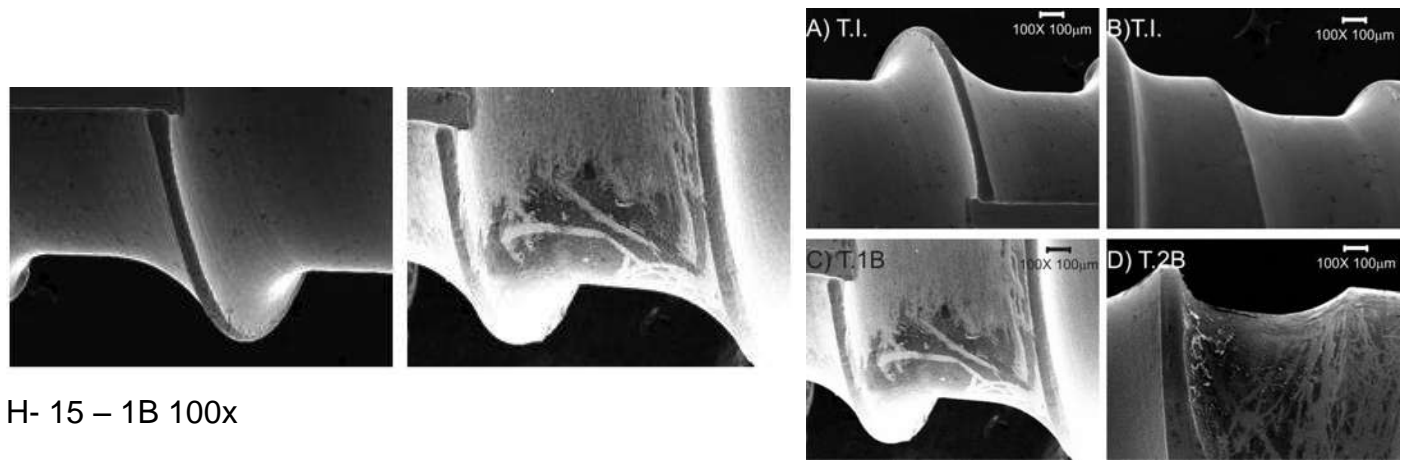


Fig. 12. Aquí podemos observar el desgaste o corrosión entre las roscas.

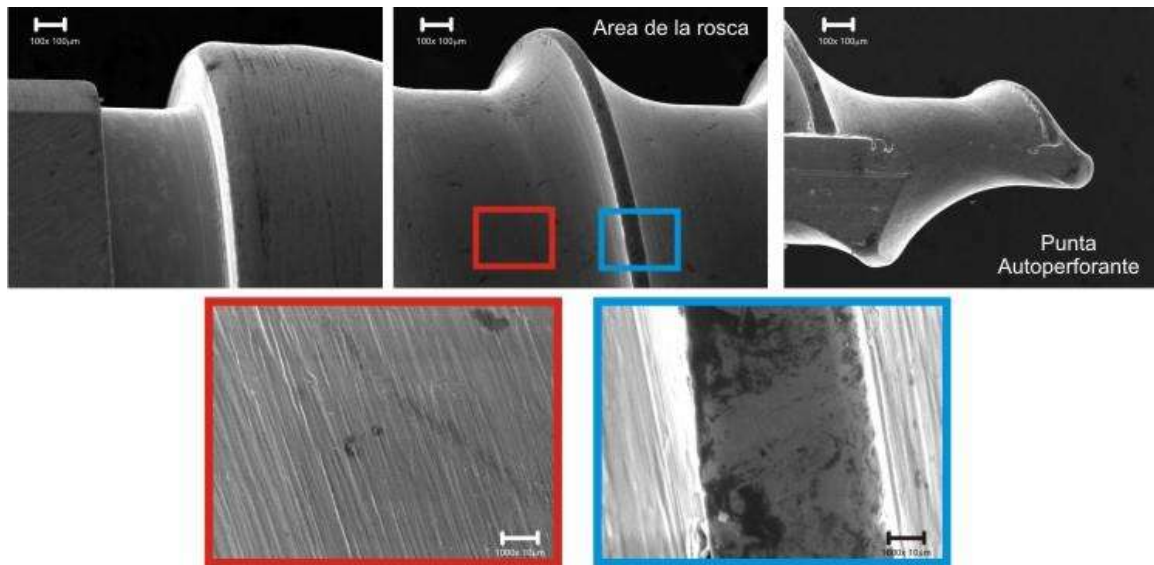
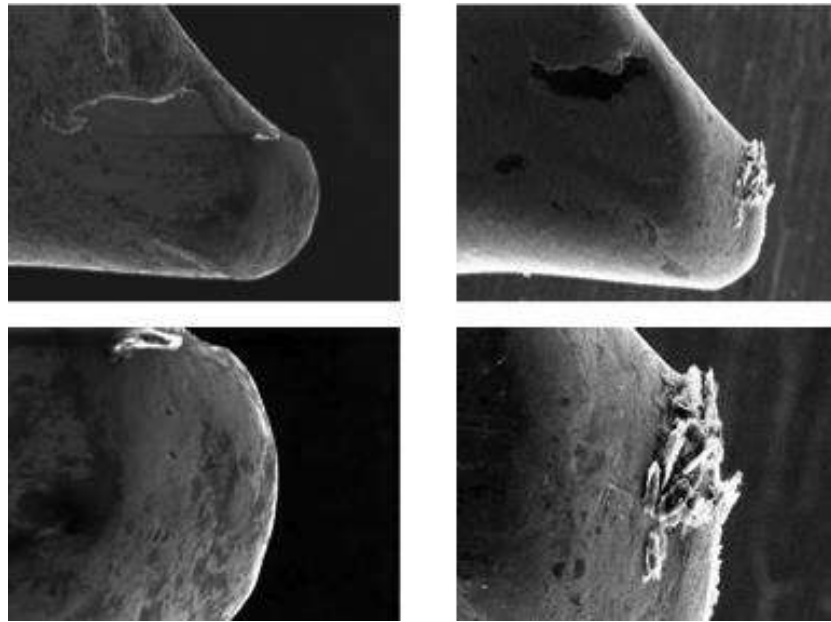


Fig. 13

Durante el análisis también se observaron residuos orgánicos en todo el mini implante, como se muestra en la Figura 14, 15, 16, 17 lo cual es un hecho muy interesante debido a que este tipo de implantes no se osteointegran, es decir, que no deben tener afinidad alguna con compuestos orgánicos.



H21 I-2A 400X 100X

Fig. 14

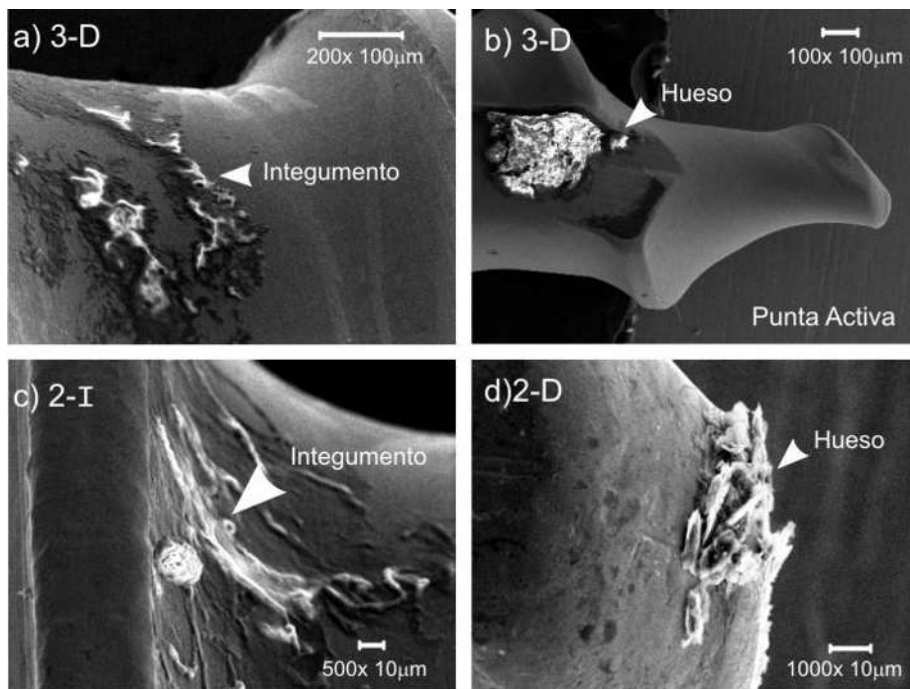


Fig. 15

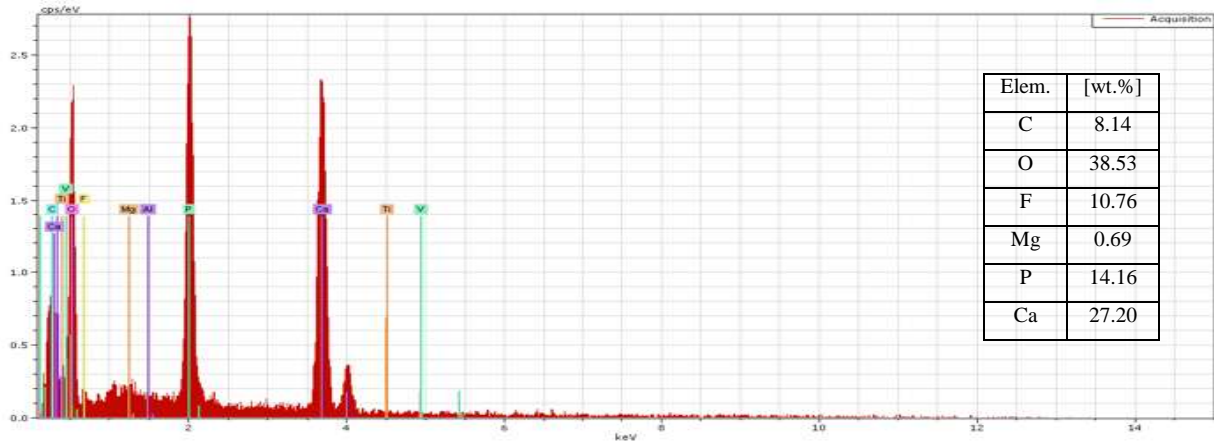
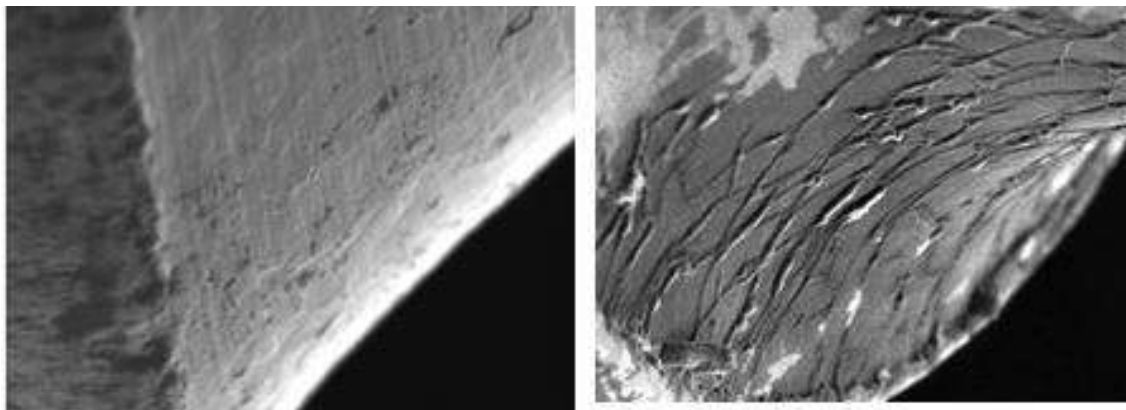


Fig. 16. Espectro y análisis cuantitativo realizados en la partícula de *hueso*.



H4 I-2B 1000X

Fig. 17

8.2.3 ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN Y MICROESTRUCTURA

Una vez analizados los mini implantes de manera superficial se procedió a realizar sus análisis microestructurales, y se encontró una microestructura característica, tanto en su condición de recibido, así como en los retirados de los pacientes, como la que se muestra en la figura 18, la cual corresponde a una aleación de titanio Ti-6Al-4V, que es conocida como una aleación $\alpha+\beta$ característica por contener un estabilizador de cada una de las fases presentes en la microestructura, de los cuales el aluminio funciona como estabilizador de la fase alfa y el vanadio de la fase beta (ASM International).

En la micrografía se identifica la matriz beta y los precipitados de fase alfa dispersados aleatoriamente en los bordes de grano, los cuales ayudan a incrementar la resistencia mecánica del material debido a que evita un movimiento de dislocaciones. Esta es la razón por la cual las aleaciones de titanio, tienen mejores propiedades mecánicas que el titanio puro comercial.

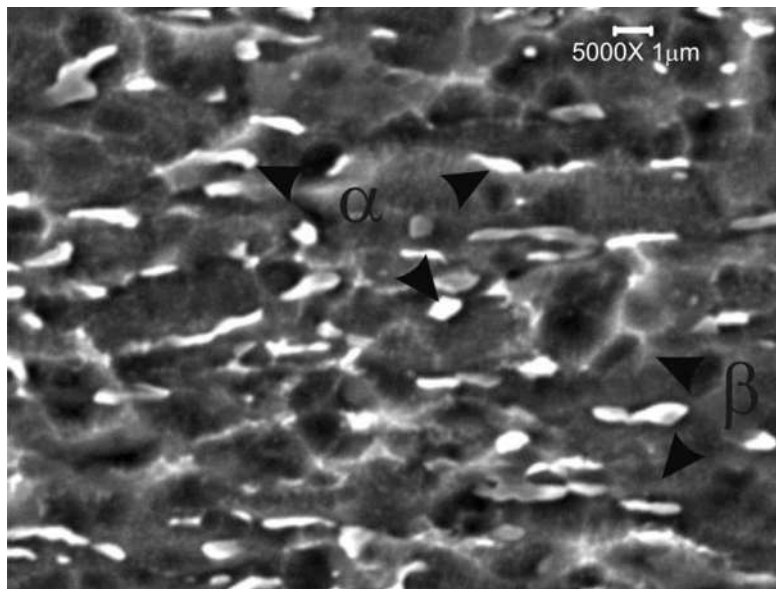


Fig. 18. Microestructura de los mini implantes correspondiente a una aleación de titanio (a+b)

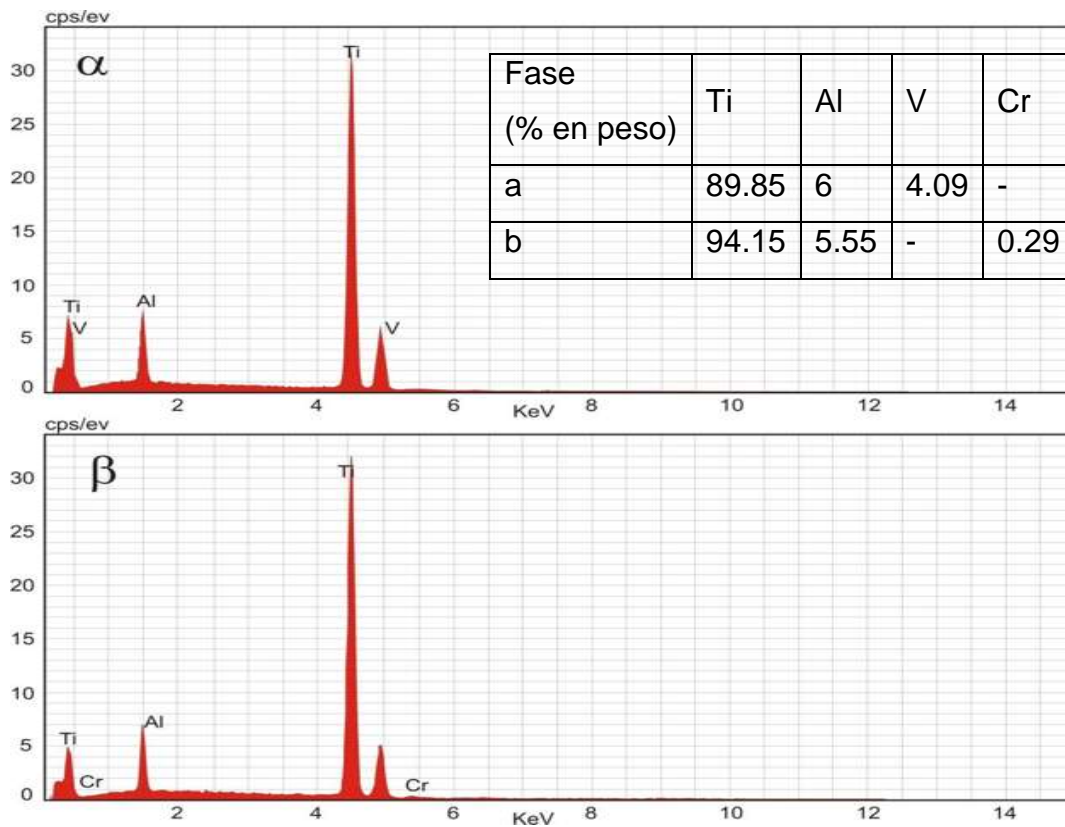


Fig. 19. Composición química en la fase alfa y beta.

Se realizaron microanálisis en la fase alfa y beta obteniéndose la composición mostrada en la tabla y posteriormente se realizó un barrido lineal para corroborar este resultado, observando que en todo el mini implante se sigue el mismo patrón tal como se muestra en la Figura 19, 20. Por consiguiente, podemos decir que las propiedades mecánicas son homogéneas.

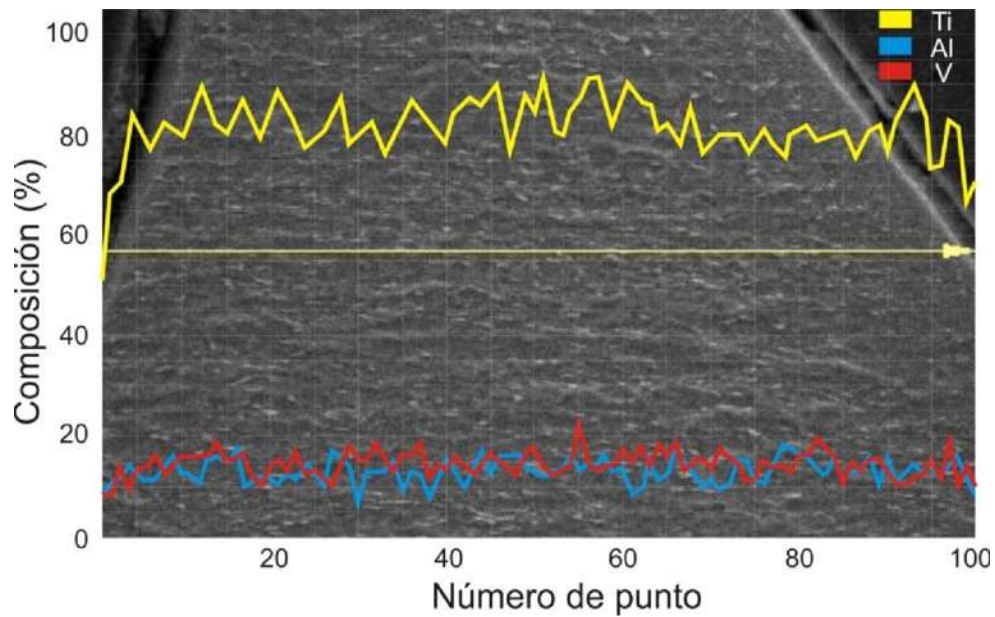


Fig. 20. Barrido lineal de la composición química en la sección de la rosca del mini implante.

Otra forma en que se pudo observar la composición química, fue por medio de un mapeo, en donde por colores se distinguen los elementos en el mini implante. Fig 21

Para ver esta película, debe
disponer de QuickTime™ y de
un decodificador.

su navegador
debe ser capaz de
ver esta película.

1 A

3 A

Fig. 21

8.2.4. ANÁLISIS DE MICRODUREZA.

Se realizó un barrido de microdureza con el objetivo de conocer los posibles cambios en las propiedades mecánicas del mini implante, ya que al ser deformado plásticamente como ocurre en la sección de la rosca, las cuales pueden promover un incremento en la dureza.

En las mediciones de dureza de la tabla 2, no se muestran variaciones notables en los valores de microdureza sin embargo al analizar las marcas realizadas por el indentador Figura 22, se observa un notable cambio morfológico en la indentación del rombo, principalmente en los bordes correspondientes a la superficie del mini implante. Por consiguiente, se puede interpretar que una delgada capa superficial de la sección de la rosca sufrió un incremento de dureza, la cual no influye demasiado en la medición del valor.

Tabla 2. Medición de microdurezas en las sección longitudinal del implante.

	C. Recibido	T1A	T1B	T2A	T2B	T3A	T3B
1	337	382.7	390.9	375.4	363.3	383.9	380.7
2	344	379.7	386.2	381.2	337.9	371.7	377.9
3	240	380.9	385.8	385.4	338.1	380.3	373.8
4	363	387.6	369	381.4	378	362.1	370.2
5	352.4	368.1	357.7	379	370.7	401	352.6
6	363.3	353.9	373	349.1	342.8	334.8	378.5
7	278.6	303.9	293.6	357.4	349.6	340.7	367.9
8	345.9	393.7	383.4	374.4	385.6	357.9	401.5
9	272.6	302.7	315	290.5	345.9	275	396.3
10	351.5	323.8	390.9	370	378.8	381.9	390.7
11	323.8	341.1	387.4	339.9	386.9	361.7	409.8
12	309.4	350	289.1	305	347	298	316.5

Mini implante	C. Recibido	T1A	T1B	T2A	T2B	T3A	T3B
Promedio	323.458333	355.675	360.166667	357.391667	360.383333	354.083333	376.366667
Desviación estándar	40.0519086	32.0711461	38.4657423	31.2777428	18.877251	36.8645638	24.5747592

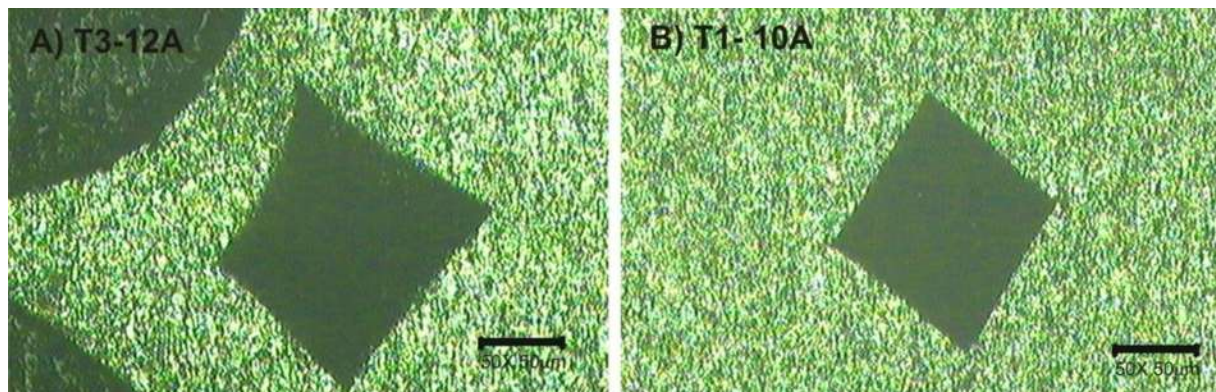


Fig. 22. Medición de microdureza en la rosca y centro del mini implante.

9. DISCUSIÓN

La primera fase experimental propuesta para conocer las características físicas y metalúrgicas de los minimplantes antes y después de su uso, consistió en aplicarlos directamente en tres casos clínicos con característica de sobremordida profunda, considerada esta como como una maloclusión compleja en su tratamiento. Los estudios revelaron que se consiguió una intrusión significativa de los incisivos en un tiempo promedio de 4 meses, esto tiene un significado clínica y estadísticamente significativo.

El uso de los miniiimplantes es una técnica novedosa aplicada en ortodoncia y es considerada una opción para obtener anclaje máximo sin causar efectos indeseados en piezas dentarias que habitualmente se utilizan como soporte en ortodoncia convencional. Sin embargo no es de primera elección ya que presenta ventajas y desventajas para su aplicación.

Eliades Theodore et al., en 2009, afirmaron en los resultados de su trabajo que no obstante que los implantes de titanio comercial cp son los mas utilizados, estos presentan desventajas como el riesgo de fractura mientras que las aleaciones de titanio superan esa desventaja. Los resultados de los implantes analizados muestran que las aleaciones de titanio presentan propiedades mecánicas superiores por su tolerancia a la fatiga.

10. CONCLUSIONES.

Durante la presente investigación, se observó que los mini implantes de aleaciones de titanio son sistemas de anclaje temporales muy efectivos para tratamientos de ortodoncia, con los cuales se pueden obtener los resultados deseados en un menor tiempo evitando movimientos no deseados, en comparación a los sistemas ortodóncicos tradicionales.

Se observó un cambio evidente en la sobremordida de los tres pacientes, logrando una intrusión anterior clínicamente significativa.

En el pesaje se observó que el peso del mini implante en condición de recibido, es menor a la de los mini implantes retirados, lo cual es atribuido a los residuos orgánicos adheridos.

En su microestructura no presentan cambios significativos, observando que en todo el mini implante se sigue el mismo patrón lo que corrobora que son resistentes a la corrosión causada por fluidos bucales. Sin embargo, estos mini implantes presentan adherencia de compuestos orgánicos en la zona de la rosca y encía.

El desgaste presente en la rosca de los mini implantes, nos muestra claramente que este tipo de mini implantes “autoroscados”, pierden algunas de sus propiedades mecánicas cuando se usan más de una vez, ya que aumentan el riesgo de fractura y pérdida de estabilidad. Los mini implantes analizados fabricados de una aleación de titanio del tipo Ti-6Al-4V, presentan propiedades mecánicas superiores a las del titanio comercial puro (cp). Por lo tanto, son la mejor opción para uso ortodóncico por sus características autoroscables, temporales y de fácil remoción.

El desgaste en la zona de la rosca promueve un incremento de la dureza en la capa superficial del mini implante, sin embargo no afecta notablemente los valores de dureza.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1 Wu Jing, Bai Yu-Wing, Wang Bang-Kang. Biomechanical and Histomorphometric Characterizations of Osseointegration during Mini-Screw Healing in Rabbit Tibiae. *Angle Orthodontist*. 2009; 79 (3): 558.

2 Morais Liliane S., Serra Glaucio G., Muller Carlos A., Andrade Leonardo R., Palermo Elisabete F.A., Elias Carlos N., Meyers Marc. Titanium alloyminiimplants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. *ScienceDirect*. 2007; 3: 331-332.

3 Eliades Theodore, Zinelis Spiros, Papadoupoulos Moschos A., Eliades Goerge. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135 (1): 10.

4 Serra Glaucio, Morais Liliane S., Elias Carlos Nelson, Meyers Marc A., Andrade Leonardo, Muller Carlos, Muller Marcelo. Sequential bone healing of immediately loaded mini implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 134 (1): 44.

5 Hunt N.P., An investigation into the effects pf polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *The Angle Orthodontist*. 1999; 69 (5): 433.

6 Akahori Toshikazu, Niinomi Mitsuo, Nakai Masaaki, Kasuga Toshihiro, Ogawa Michiharu. Characteristics of Biomedical Beta-Type Titanium Alloy Subjected to Coating. *Materials Transactions*. 2008; 49 (2): 365.

7 Eliades Theodore, Zinelis Spiros, Papadoupoulos Moschos A., Eliades Goerge. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135 (1): 10.

8 Rubio J.C, Alonso C, Burgos-Asperilla L, García-Alonso M.C, Alobera M.A, Clemente C, Munuera L, Escudero M.L. Respuesta ósea local en ratas a implantes metálicos en función del tiempo de implantación. Revista de Metalurgia. 2008; 44 (3): 265-266.

9 Daniel Rodríguez Rius, “Obtención de capas de nitruro de titanio mediante tratamiento termoquímico en titanio y Ti6Al4V y caracterización de sus propiedades para aplicaciones biomédicas”, Tesis Doctoral, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona,1999; 119- 121.

10 Ikarashi Yoshiaki, Toyada Kazuhiro, Kobayashi Equo, Doi Hisashi, Yoneyama Takayuki, Hamanaka Hitoshi, Tsuchiya Toshie. Improved Biocompatibility of Titanium-Zirconium (Ti-Zr) Alloy: Tissue Reaction and Sensitization to Ti-Zr Alloy Compared with Pure Ti and Zr in Rat Implantation Study. Materials Transactions. 2005; 46 (10): 2260.

11 Cope J. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. Semin Orthod 2005; 11: 3-9.

12 Park Y, Lee S, Kim D, Jee S. Intrusion of posterior teeth using mini screws implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 690-694.

13 Keim R. The editors Corner Answering the question about mini screws. J Clin Orthod 2005; 39: 7-8.

14 Laughlin M, Bennett J C,Trevisi H. Systemised Orthodontic Treatment Mechanics 2001; pg 131-132.

15 Dake ML, Sinclair PM. A comparison of the Ricketts and Tweed –type arch leveling techniques .Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 95:72-78.

16 Southard T E, Buckley M J, Spivey J D, Krizan K E, Casco J S. Intrusion anchorage

potential of teeth versus rigid endosseous implants: A clinical and radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 107: 115—120.

17 Siqueira de Morais Liliane, Guimaraes Serra Glaucio, Fernandes Albuquerque Palermo Elisabete, Rodrigues Andrade Leonardo, Alberto Muller Carlos, André Meyer Marc, Nelson Elias Carlos. System levels of Metallica ions released from orthodontic mini implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 30 (10): 1.

18 Eliades Theodore, Zinelis Spiros, Papadoupoulos Moschos A., Eliades Goerge. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135 (1): 10.

19 Rubio J.C, Alonso C, Burgos-Asperilla L, García-Alonso M.C, Alobera M.A, Clemente C, Munuera L, Escudero M.L. Respuesta ósea local en ratas a implantes metálicos en función del tiempo de implantación. *Revista de Metalurgia*. 2008; 44 (3): 265-266.

20 García-Arguelles Lucia Alonso, Suárez Quintanilla David, Ramos Barbosa María Isabel. Valoraciónn de la resistencia mecánica a fuerzas de tracción de los microimplantes utilizados como anclaje en el tratamiento ortodóncico. *Ortodoncia Joven*. 2006; 46 (1): 42.

21 TRISI, P.; MARCATO, C.; TODISCO.; M. Bone-to-Implant Apposition with Machined and MTX Micro tex- tured Implant Surfaces in Human Sinus Grafts. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23:5 427- 437.

