

UNIVERSIDAD DE PANAMA
VICERRECTORIA DE INVESTIGACION Y POSTGRADO
MAESTRIA DE ORTODONCIA

COMPARACION DE 2 MICROTORNILLOS Y LA PÉRDIDA DE ROSCA
DESPUES DE 2 O MAS REIMPLANTACIONES USADOS EN ORTODONCIA

ELABORADO POR:
DR. VICTOR JULIO WARNER PUGA

DIRECTORA ACADÉMICA
DR. ANTONIO FINLAYSON

DOCENTE DE LA CÁTEDRA
DRA. MARCIA LORENZETTI

PANAMA – PANAMA

2018

Esta tesis fue evaluada adecuadamente para obtener el título de magister en Ortodoncia, por el asesor y por el jurado evaluador.

Aprobada el: 24 de Septiembre de 2018

Asesor: Dr. Antonio Finlayson

Jurado Evaluador:

Doctor Raúl Morales

Doctora Kira Singh

Doctor Antonio Finlayson

Decanato de la Facultad de Odontología de la Universidad de Panamá

AGRADECIMIENTOS

Estas letras de agradecimiento van dedicadas a cada una de las personas que me apoyaron e incentivaron para la realización de esta investigación.

A la Facultad de Odontología de la Universidad de Panamá, por brindarme la oportunidad de realizar esta meta profesional, a las autoridades que en su momento estuvieron interesados en que esta Maestría se realizara para beneficio de la población panameña, al Dr. Luis Batres por tener esa visión desinteresada de desarrollar una especialidad en la República de Panamá.

A mis profesores que aportaron su grano de arena para inculcar los conocimientos y hacernos los profesionales que hoy somos, en especial a los Doctores: José Núñez, Auristela Orozco, Raúl Morales, docentes que de manera desinteresada y sacrificando a su familia y su vida profesional nos alentaban hacer mejores siempre y por supuesto a la TAO. Liriola Pitti quien desde el día uno nos adopto como sus hijos y nos ayudo en todo lo que en sus manos estuvo, Lirio muchas gracias!

A los Doctores Antonio Finlayson y Marcia Lorencetti asesores de mi tesis de maestría por el apoyo en esta difícil etapa no tendré palabras para agradecerles.

A mi Dios por nunca dejarme caer y poner la Fé que siempre tuve para continuar, por supuesto a mis padres Víctor Warner y María Puga de Warner, mi hermano Víctor J. Warner Puga, mis amigos: Sylvia, Jhonnattan, Josue, Gissell mi agradecimiento fraterno, y demás amigos que de una u otra forma fueron parte de mi formación y que fueron pilares fundamentales en esta carrera de resistencia, todos contribuyeron en esta meta difícil más no imposible.

A mis compañeros de clases y mi nueva familia fueron lo mejor de esta Maestría, Sofía, Nancy, Orys, Graciela, Dalia, Javier, Manu y Dahiana.

Gracias simplemente gracias.

TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO.....	iv
LISTA DE TABLAS.....	vii
LISTA DE GRAFICAS.....	vii
LISTA DE FIGURAS.....	viii
RESUMEN.....	ix
ABSTRACT.....	x
 Capítulo I	
1. Introducción.....	1
1.1. Tema.....	2
1.2. Antecedentes.....	4
1.3. Justificación.....	6
2. Planteamiento y Formulación del problema.....	8
2.1. Definición de términos.....	8
2.1.1. Anclaje.....	8
2.1.2. Implante.....	8
2.1.3. Minitornillo.....	8
2.1.4. Implantología Dental.....	8
2.1.5. Oseointegración.....	8
2.1.6. Ortodoncia.....	8
2.1.7. Reimplantología.....	9
2.2. Enunciado del Problema.....	9
2.3. Formulación del Problema.....	9
2.4. Definición de Hipótesis.....	9
3. Objetivos.....	10
3.1. Generales.....	10
3.2. Específicos.....	10
 Capítulo II Revisión de Literatura	
4. Base Teórica.....	11
4.1. Anclaje en Ortodoncia.....	12
4.1.1. Materiales de implantes.....	21
4.1.2. Tamaño de implantes.....	21
4.1.3. Forma del Implante.....	22
4.1.4. Problemas relacionados con el tornillo.....	22
4.1.5. Problema relacionado con el operador.....	22

4.1.6. Problema relacionado con el paciente.....	23
4.1.7. Mantenimiento de implantes.....	23
4.2 Implantología.....	24
4.2.1. Clasificación de los Implantes de acuerdo al material.....	30
4.3. Aplicación de cargas Ortodónticas a los implantes osteointegrados enfocados en ortodoncia.....	36
4.4 Implantes para el uso en ortodoncia.....	39
4.5. Diagnóstico pre-implantológico.....	44
4.6. Procedimiento quirúrgico.....	45
4.7. Riesgos y posibles complicaciones.....	47
4.8. Minitornillos en ortodoncia.....	49
4.9. Anatomía Básica de Maxilar y Mandíbula.....	53
4.10. Radiología.....	60
4.11. Protocolo Quirúrgico para colocar minitornillos.....	67

Capítulo III Metodología de Investigación

5. Metodología general.....	71
5.1. Operacionalidad de las variables.....	71
5.2. Técnica e instrumentación.....	72
5.2.1. Técnica de Investigación.....	73
5.2.2. Instrumento de Investigación.....	74
5.3. Operacionalización.....	75
5.3.1. Etapa 1: Familiarización con el tema.....	75
5.3.2. Etapa 2: Revisión detallada de la literatura relacionada.....	75
5.3.3. Etapa 3: Población y muestra.....	76
5.3.4. Etapa 4: Recolección y Análisis de datos.....	76
5.4. Variables de Investigación.....	76
5.5. Hipótesis.....	78
5.6. Fuente de información, población y muestra.....	78
5.6.1. Fuente de Información.....	78
5.6.2. Población y muestra.....	78
5.6.2.1. Criterios de inclusión.....	78
5.6.2.2. Criterios de exclusión.....	79
5.7 Técnica de recolección de datos.....	79
5.8 Instrumento de medición.....	81

5.9 Análisis de la muestra.....	83
Capítulo IV Análisis y discusión de los resultados	
6.1 Población y muestra.....	86
6.2 Presentación de los resultados.....	86
6.3 Resultados estadísticos.....	87
Capítulo V Conclusiones y recomendaciones	
7.1 Conclusiones.....	97
7.2 Recomendaciones.....	98
8. Referencia bibliográficas.....	99
9. Anexos.....	108

LISTA DE TABLAS

Tabla #1	Promedio Mínimo y Máximo de Hueso.....	57
Tabla #2	Promedio Mínimo y Máximo de Cantidad de Hueso.....	59
Tabla #3	Estadística del Desgaste Punta de Miniimplantes.....	88
Tabla #4	Estadística descriptiva de Desgaste de 2 Primeras Roscas.....	90
Tabla #5	Estadística Descriptiva de Desgaste Punta.....	91
Tabla #6	Estadística Descriptiva Desgaste 2 Primeras Roscas según Inserción...	93

LISTA DE GRAFICAS

Grafico #1	Comparación de Promedio de Desgaste de la Punta.....	89
Gráfico #2	Comparación Promedio de Desgaste 2 Primeras Roscas.....	90
Gráfico #3	Comparación Promedio Desgaste de Punta según Inserción.....	92
Gráfico#4	Comparación Promedio Desgaste 2 Primeras Roscas según Inserción...	94

LISTA DE FIGURAS

Nº	Título	Pág.
Fig. 1	Implante Colocado para distalización.....	18
Fig. 2	Miniimplante en Región Interproximal.....	19
Fig. 3	Implante para Casos con Movimiento diferencial.....	19
Fig. 4	Imagen de mandíbula Maya.....	24
Fig. 5	Mandíbula Maya dibujo original.....	25
Fig. 6	Ligadura de Férula de Oro.....	26
Fig. 7	Implante de Léger-Dosez.....	28
Fig. 8	Implante Palatino.....	42
Fig. 9	Dos implantes en Región Bucodental.....	43
Fig. 10	Partes de Miniimplante.....	50
Fig. 11	Mandíbula Superficie Externa.....	53
Fig. 12	Mandíbula Superficie Interior.....	54
Fig. 13	Posible Zona Segura para colocar Miniimplantes.....	57
Fig. 14	Tomografía Digital.....	65
Fig. 15	Rayo X en el Interior del Tomógrafo Digital.....	66

RESUMEN

Los minitornillos se han convertido en una herramienta indispensable en el tratamiento de ortodoncia para obtener resultados predecibles. El uso de ellos nos lleva a conocer su composición, sus propiedades y mecánicas de colocación para obtener el mejor beneficio de los mismos en la técnica ortodóncica. Las posibilidades de reutilización ante el fracaso de colocación de estos aditamentos por un mal diagnóstico o por componentes fisiológicos nos lleva a realizar un estudio sobre esta posibilidad, en donde se analiza el desgaste de punta y dos primeras roscas de los minitornillos que se utilizan en la Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá después de 2 o más reinsertaciones. Los minitornillos se analizaron mediante microscopía electrónica de barrido luego de reinsertarlos en mandíbula de cerdo. Los resultados arrojaron un desgaste en la punta y en las dos primeras roscas luego de la segunda inserción en el hueso.

Palabras claves: Minitornillos, ortodoncia, anclaje, pérdida, rosca y punta.

ABSTRACT

The mini-screws have become an indispensable tool in orthodontic treatment to obtain predictable results. The use of them leads us to know their composition, their properties and placement mechanics to obtain the best benefit of them in the orthodontic technique. The possibilities of reuse in the event of the failure of placement of these attachments due to poor diagnosis or physiological components leads us to carry out a study on this possibility, where the tip wear and two first threads of the mini-screws used in the process are analyzed. Master of Orthodontics of the University of Panama after 2 or more reinsertions. The miniscrews were analyzed by scanning electron microscopy after reinserting them into pig jaw. The results showed wear on the tip and on the first two threads after the second insertion in the bone.

Keywords: Minitornillos, orthodontics, anchorage, loss, thread and tip.

1. INTRODUCCION

La ortodoncia se basa en la aplicación de diferentes fuerzas para realizar movimientos dentales. Según la tercera ley de Newton, toda acción o fuerza genera una reacción de igual magnitud, pero en sentido contrario. (Cope J. 2005.)

Debido a esto, para obtener el movimiento dentario deseado en la zona de acción, es necesario controlar el movimiento (resistencia al desplazamiento) del área de reacción, lo que se denomina anclaje. Sin embargo, es importante tener en cuenta que un control del 100% del movimiento del área de reacción no siempre es necesario en todas las situaciones clínicas. (Schnelle MA et al 2004).

El anclaje, se define como la resistencia al movimiento indeseado. Es uno de los factores fundamentales para la consecución de un tratamiento ortodóncico exitoso, ya que el diseño de un plan de tratamiento y la factibilidad de lograr unos objetivos satisfactorios dependen de las posibilidades de obtener un buen anclaje. (McGuire M et al 2006).

Como medios para conseguir el anclaje se han utilizado los dientes, estructuras óseas (el hueso parietal, el hueso occipital), músculos, diferentes aparatos intraorales (arco lingual, barra transpalatina) y extraorales (tracción extraoral), que minimizan los movimientos de ciertos dientes mientras se obtiene el movimiento deseado de otro diente o grupo de dientes. Sin embargo, se ha observado que estos sistemas o aditamentos mecánicos utilizados tienen limitaciones para controlar completamente todos los aspectos de anclaje de las unidades de reacción y conducen frecuentemente a una corrección incompleta de los problemas intra e interarco. (Kyung HM et al 2003).

En los últimos años la literatura ortodóncica ha publicado numerosos reportes de casos clínicos para documentar la posibilidad del uso de diferentes aparatos de anclaje implantados en el hueso, en un intento por superar las limitaciones del anclaje tradicional y conseguir un anclaje absoluto. (Carano A et al 2005).

Entre estos mecanismos de anclaje se encuentran los implantes óseointegrados, los implantes óseointegrados modificados para utilizar en sutura palatina, las miniplacas de titanio y los miniimplantes. Los implantes dentales ad modum Brånemark (implantes cuya finalidad principal es el reemplazo de estructuras dentarias ausentes) se han usado para anclaje ortodóncico aunque presentan varias desventajas como: la selección del sitio apropiado para el implante, el tiempo de espera para la oseointegración antes de aplicarles fuerzas, procedimientos quirúrgicos invasivos para su colocación y remoción y altos costos. (Suzuki EY et al 2005).

Para contrarrestar estos inconvenientes, se han introducido varios tipos de miniimplantes que no requieren oseointegración y que han mostrado ser más versátiles. Inicialmente se usaron mini implantes no específicos diseñados para unir fragmentos óseos en cirugía oral, maxilofacial y plástica, caracterizados por tener un diámetro pequeño y diferentes longitudes. Pueden ser insertados en distintas localizaciones anatómicas, incluyendo el hueso alveolar en el espacio interradicular. (Cheng S et al 2004).

No necesitan un período de espera para cicatrización ósea (oseointegración antes de ser cargados) debido a que su estabilidad primaria (retención mecánica) es suficiente para resistir una fuerza ortodóncica normal. La técnica quirúrgica es más simple, poco invasiva, tanto para la implantación como para la remoción, y tienen menor costo. (Büchter A et al 2005).

El siguiente proyecto de investigación lleva por título: **“COMPARACION DE MICROTORNILLOS (ORTHOIMPLANT 3M Y BIO - RAY) EN LA PERDIDA DE SU ROSCA DESPUES DE 2 Ó MÁS REIMPLANTACIONES USADOS EN LA MAESTRÍA DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD DE PANAMA”**

La elaboración de esta propuesta de investigación se organizó en ocho puntos de la siguiente forma:

Un primer punto que contiene introducción, tema, antecedentes, justificación que sustenta el porqué del problema de la investigación planteado.

En el segundo punto se plantea y formula el problema de investigación, que incluye definición de términos, los alcances y limitaciones y la formulación de las hipótesis de trabajo.

Seguidamente el tercer punto presenta el objetivo general y los objetivos específicos.

El estado de arte se presenta en el cuarto punto donde se exponen varios artículos que apoyan científicamente la indagación del presente proyecto.

El quinto punto desarrolla la metodología, donde se describe el método utilizado para elaborar la propuesta de investigación que se pretende utilizar, así como las técnicas, el instrumento, la forma de recolección y análisis de datos.

El sexto punto, se presenta el presupuesto probable de los gastos para la elaboración del proyecto.

El punto siete, detallara un cronograma de las actividades programadas.

Para finalizar el octavo punto contendrá la lista de referencias bibliográficas preliminares que le darán las bases teóricas fundamentales a la propuesta de investigación.

1.1 ANTECEDENTES

El primer artículo sobre el anclaje ortodóntico mediante sistemas de implantes fue presentado por Gainsforth y Higley en 1945, que colocaron alambres y tornillos de vitalio en la rama ascendente de la mandíbula de un perro y aplicaron elásticos que se extendían desde el tornillo al gancho del arco maxilar con el fin de distalizar un canino inferior. Los tornillos fracasaron en un período de 16 a 31 días.

Posteriormente, Linkow en 1969 utilizó implantes mandibulares en un paciente como anclaje de elásticos de Clase II, para retraer los incisivos maxilares.

El primer reporte clínico del uso de los aparatos de anclaje absoluto temporal apareció en 1983. En este reporte Creekmore y Eklund usaron tornillos óseos de vitalio para tratar pacientes con una sobremordida profunda, insertando un tornillo en la espina nasal anterior para intruir los incisivos superiores mediante el uso de elásticos que se colocaron 10 días después de la inserción del tornillo. Lograron una exitosa intrusión de 6 mm de los incisivos centrales superiores, sin movilidad, ni fracaso del tornillo durante la aplicación de la fuerza.

Un año después Roberts y cols. atornillan implantes de titanio con superficies grabadas en el fémur de conejos de edades comprendidas entre los tres a los seis meses. Tras seis semanas (equivalente a 4 ó 5 meses en el humano) se cargan con una fuerza de 100 g. mediante un resorte. Los implantes de titanio desarrollaron contacto óseo, y los implantes de titanio proporcionaron firme anclaje óseo para ortodoncia y ortopedia dentofacial.

Black y Hoffman en 1955 introdujeron el onplant en tratamientos ortodónticos en animales. Se trata de un disco de titanio de 2 mm de alto y 10 mm de diámetro texturado, cubierto por hidroxiapatita de un lado y con una rosca interna del otro, el cual permite adaptarse a diferentes supra estructuras.

Kanomi en 1997 demostró que mini-implantes de titanio de 1,2 mm de diámetro provee suficiente anclaje para intruir los dientes anteroinferiores. Después de 4 meses, los incisivos mandibulares fueron intruidos 6 mm. Mencionó la posibilidad de utilizarlos para tracción horizontal, mesialización molar, intrusión, distalización, etc.

Después de un año Costa y cols. utilizaron dos microtornillos de titanio de 2mm de diámetro como anclaje ortodóncico y los insertaron manualmente con destornilladores, sin incisión previa y fueron cargados inmediatamente. Sugirieron colocar los microtornillos en la zona inferior de la espina nasal anterior, en la sutura del palatina, en la cresta infracigomática, en el área retromolar, en el área de la sínfisis mandibular y en las regiones de premolares y molares.

Sugawara y Cols. en 1999 usaron miniplacas quirúrgicas para anclaje ortodóncico, con formas de “L”, “I” y de “Y” en el vestíbulo bucal. Trataron pacientes con mordidas abiertas para intrusión y distalización de molares superiores e inferiores. Tas 6 meses de tratamiento se obtuvo una intrusión adecuada.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Los resultados obtenidos por el uso de mini implantes en diversas mecánicas ha hecho que sean la primera opción en los tratamientos ortodóncicos ya que contribuyen al éxito de los tratamientos existiendo un porcentaje de fracaso bajo si se sigue un buen manejo y protocolo durante la colocación. Dentro de los tipos de mini implantes los más estables son los auto enroscantes y se ha estudiado que la carga inmediata a estos incrementa su firmeza (Pickard et al. 2010).

Es por ello, que la finalidad de este estudio es comparar dos marcas diferentes de microtornillos utilizados en la Maestría de Ortodoncia, Facultad de Odontología de la Universidad de Panamá para comprobar cuál pierde en menor escala la rosca necesaria para la inserción en el hueso luego de ser reimplantados por segunda y tercera vez.

Esto traerá como beneficio establecer un protocolo de adquisición de los microtornillos que menos desgaste de su rosca presenten y que se pueda reutilizar en un mismo paciente en casos en que la inserción falle por la aplicación de las fuerzas ortodóncicas, fuerzas secundarias o calidad de hueso.

Este sería el primer estudio comparativo de marcas de microtornillos realizado en la Universidad de Panamá en la Facultad de Odontología, ya que estudios parecidos se han realizado en otras Universidades Privadas.

Quesada-Vargas en el 2014 realizó un estudio de “evaluación de la resistencia a la tracción de miniimplantes de ortodoncia colocados en dos ángulos diferentes en costilla de res” en donde se concluyó que no importa el ángulo de inserción de los microtornillos ya que su resistencia a la tracción es el mismo.

Arreguín Nava et al en 2004 publicaron un estudio sobre el anclaje absoluto en donde se presentaban sus ventajas y desventajas y en la cual establecía que la técnica para insertar el tornillo de fijación intermaxilar es quirúrgica y consiste en introducir el tornillo en la zona piramidal del hueso malar. Los instrumentos quirúrgicos más útiles para la colocación de tornillos de fijación intermaxilar son: la broca y el desatornillador transmucoso.

Este estudio concluyó que el tipo de microtornillo y la inserción en el hueso varían en cada paciente y en cada caso y que se debe tener una buena anamnesis del caso por lo que la selección de microtornillo y la resistencia son fundamentales.

La diferencia entre los Microtornillos o Miniimplantes 3M de titanio y Bio-Ray de acero radica en que los implantes dentales convencionales están diseñados para prótesis de larga duración. Requieren osteointegración por lo que el material con el que se fabrican es de titanio puro o aleación de titanio, los implantes de ortodoncia no necesitan osteointegración, ya que se eliminarán después del tratamiento. Su retención a través de un bloqueo mecánico significa que la carga inmediata después de la inserción es posible sin necesidad de osteointegración. En la mayoría de los casos, la penetración y la resistencia del acero inoxidable son lo suficientemente fuertes para la autoperforación. Pero hay que considerar a algunas personas con mala calidad ósea o alérgicas al acero inoxidable. Los médicos pueden elegir aleación de titanio. Recuerde, la aleación de titanio debe taladrar previamente un orificio antes de implantar un tornillo.(Bio-Ray Biotech Instrument Co., Ltd. 2002-2018).

2. PLANTEAMIENTO Y FORMULACION DEL PROBLEMA

2.1 DEFINICION DE TERMINOS

- **Anclaje:** Elemento o conjunto de elementos destinados a fijar algo, el anclaje nos permite controlar los movimientos indeseados de los dientes en tres planos (horizontal, vertical y lateral)
- **Implantes:** Es un producto sanitario destinado a ser el sustituto artificial de la raíz del diente perdido. Habitualmente tiene forma roscada y está fabricado con materiales biocompatibles que no producen reacción de rechazo y permiten su unión al hueso.
- **Minitornillos:** Los minitornillos dentales, son muy pequeños, enroscados de aleación de titanio biocompatibles y de acero que se colocan en el hueso con un procedimiento mínimamente invasivo.
- **Implantología Dental:** Es la disciplina de la odontología que se ocupa del estudio de los materiales aloplásticos dentro o sobre los huesos de maxilares para dar apoyo a una rehabilitación dental.
- **Oseointegración:** Es la conexión íntima, directa, funcional y mantenida en el tiempo, entre el hueso y un implante sometido o no, a carga.
- **Ortodoncia:** Es una ciencia que se encarga de todo estudio, prevención, diagnóstico y tratamiento de las anomalías de forma, posición, relación y función de las estructuras dentomaxilofaciales, siendo su ejercicio el arte de prevenir, diagnosticar y corregir sus posibles alteraciones y mantenerlas dentro de un estado óptimo de salud y armonía, mediante el uso y control de diferentes tipos de fuerzas.
- **Reimplantación:** intervención que tiene por objeto volver a colocar un órgano que había sido seccionado en su lugar correspondiente.

2.2 ENUNCIADO DEL PROBLEMA

Evaluar el comportamiento del filo de la punta y de las dos primeras roscas de los minimplantes, tras varias inserciones en la maxila y mandíbula de cerdo.

2.3. FORMULACION DEL PROBLEMA

Los minitornillos son utilizados en la actualidad en muchos casos de ortodoncia. Su uso está garantizando el éxito de los tratamientos de ortodoncia en menor tiempo y con mejores resultados a largo plazo.

Esta utilización cada vez mayor en la ortodoncia genera la posibilidad de reimplantar minitornillos que por causas fisiológicas o mecánicas fracasan en su inserción, es allí donde se desconoce si la reinsertación es correcta y si las estructuras del minimplante se conservan a pesar de haber sido insertado con anterioridad.

Esta investigación realizó un estudio con maxila y mandíbulas de cerdo por su semejanza con el hueso humano biológicamente hablando, develando la siguiente interrogante: ¿Cuál es la condición del filo de la punta y roscas de los minitornillos después de reinsertarse en la maxila o la mandíbula?

2.4 DEFINICIÓN DE HIPOTESIS

- ***H1***. Hay desgaste en las roscas de los microtornillos al utilizarlos 2 o más veces en boca.
- ***H0***. No hay desgaste en las roscas de los microtornillos al utilizarlos 2 o más veces en boca.

3. OBJETIVOS DE ESTUDIO

3.1 OBJETIVO GENERAL

- Comparar las dos marcas de minitornillos usados en la Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá y el desgaste de la rosca en su reimplantación.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar las marcas de minitornillos Orthoimplant 3M y BioRay usados en la Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá.
- Señalar cuál de los minitornillos usados en la Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá presenta mayor resistencia al desgaste luego de ser reimplantados.
- Diferenciar la cantidad de veces que se puede reimplantar de manera segura los minitornillos usados Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá.
- Determinar cuál es el mejor minitornillo en cuanto a menor desgaste de su rosca presente al reimplantarlos.

CAPITULO II
REVISION DE LA LITERATURA

4. ESTADO DEL ARTE

Bases Teóricas

4.1 Anclaje en Ortodoncia

(Creekmore TD, Eklund MK. , 1983) Aunque el principio del anclaje ortodóntico ha sido comprendido implícitamente desde el siglo XVII, no parece haber sido claramente articulado hasta 1923 cuando (Ottofy L. , 1923) lo definió como “la base contra la cual la fuerza ortodóntica o la reacción de ortodoncia se aplica la fuerza”. Más recientemente, (Daskalogiannakis J. Leipzig , 2000) definió el anclaje como “resistencia al movimiento dentario no deseado”. También puede definirse como la cantidad de movimiento permitido de la unidad reactiva. El uso de esta definición requiere aclarar la unidad reactiva (diente / dientes que actúan como anclaje durante el movimiento de la unidad activa), así como la unidad activa (diente / dientes moviéndose).

(Ottofy L. , 1923) resumió las categorías de anclaje como simples, estacionarias, recíprocas, intraorales, intermaxilares o extraorales. Desde entonces, varios autores destacados han modificado o desarrollado su propia clasificación. Por ejemplo, (Moyers R. Chicago , 1973) amplió el sistema de clasificación de Ottofy al delinear claramente las diferentes subcategorías de anclaje extraoral, así como analizar el anclaje simple en subcategorías únicas, compuestas y reforzadas. Más tarde otros desarrollaron su propia terminología de clasificación.

(Gianelly A, Goldman H. , 1971) sugirieron los términos máximo, moderado y mínimo para indicar la medida en que los dientes de las unidades activas y reactivas deben moverse cuando se aplica una fuerza. (Marcotte M, 1990.) Y (Burstone CJ., 1995) clasificaron el anclaje en tres categorías -A, B y C-dependiendo de cuánto de la unidad de anclaje contribuye al cierre del espacio. (Herman R, Cope J. , 2005) fue más allá para definir la preparación de anclaje, o el levantamiento, e incluso la inclinación distal de los dientes posteriores para utilizar la ventaja mecánica de la clavija de la tienda antes de retraer los dientes anteriores.

Teniendo en cuenta los sistemas de clasificación anteriores, resulta evidente que existe una falta de consenso sobre la terminología para describir el anclaje. Actualmente no proporcionan pautas claras con las cuales el ortodoncista pueda comunicarse clara y concisamente. Por ejemplo, estos sistemas de clasificación sólo las relaciones dentales anteroposteriores y no realmente las relaciones verticales o transversales. También sólo la extensión anteroposterior de las bases dentales y no la distalización de la dentición para crear una relación dental Clase I sin necesidad de extracciones o cirugía.

Además, sólo representan grupos de dientes; No dan cuenta de dientes individuales, ni representan el plano oclusal entero. La razón de este último es más probable porque en el momento en que estos sistemas de clasificación se desarrollaron, la posibilidad de, por ejemplo, intrusión dientes posteriores para corregir una mordida abierta anterior esquelético sin cirugía era inimaginable. Dado los recientes avances en biología, materiales dentales y tratamiento clínico, este movimiento no es sólo una posibilidad, sino también una realidad; Se hace evidente que se necesita un nuevo sistema de clasificación de anclajes.

(Creekmore TD, Eklund MK. , 1983) comenta que un dispositivo de anclaje temporal (TAD) es un dispositivo que se fija temporalmente al hueso con el fin de mejorar el anclaje ortodóntico ya sea soportando los dientes de la unidad reactiva u obviando la necesidad de la unidad reactiva por completo, y posteriormente se retira después del uso. Pueden localizarse transeptalmente, subperiostealmente o endostealmente; y se pueden fijar al hueso ya sea mecánicamente (corticalmente estabilizado) o bioquímicamente (osteointegrado). Cabe señalar también que los implantes dentales colocados con el fin último de soportar prótesis, independientemente de que puedan ser utilizados para el anclaje ortodóntico, no se consideran dispositivos de anclaje temporales ya que no se eliminan y descartan después del tratamiento ortodóntico. Es importante destacar que la incorporación de implantes dentales y TAD en el tratamiento ortodóntico hizo posible un anclaje infinito, que se ha definido en términos de implantes como no mostrando movimiento (pérdida de anclaje cero) como consecuencia de las fuerzas de reacción (Herman R, Cope J. , 2005)

Clasificación de implantes para anclaje ortodóntico

1. Según la forma y el tamaño

- Cónico (cilíndrico)
- Implantes miniscrew
- Implantes palatales

2. Implantes prostodónticos

3. Implantes de placa mini

4. Implantes de disco (onplants)

5. Según el contacto óseo del implante

- Osteointegrado
- No osteointegrado

6. Según la aplicación

- Utilizado sólo para fines ortodóntico (implantes ortodóntico)
-

Clasificación basada en el sitio

(Ravindra N , 2010)

Intraoral: Este tipo de anclaje se establece dentro de la boca. Esto implica anclaje primario y compuesto.

Extraoral: Este tipo de anclaje se establece fuera de la boca. Esto implica el uso de sombreros o máscaras faciales. Una de las desventajas del uso del anclaje extraoral es que el anclaje está alejado del sitio del movimiento del diente.

Además, en el uso de sombrerería ortodóntica, el cumplimiento de los pacientes suele ser menor con los pacientes adolescentes, aunque se logra un buen éxito con los pacientes pre-adolescentes que usan sombrerería. El paciente lleva el aparato por menos tiempo, por lo tanto, se observan menos efectos. Sin embargo, muchos estudios han demostrado que el casco es útil para proporcionar anclaje durante el movimiento de los dientes.

Clasificación basada en el número de dientes

Robert Moyers definió la clasificación del anclaje en el número de unidades. (Roberts, H. , 2004)

1. Simple / primario: Anclaje con un diente
2. Compuesto: Anclaje con dos o más dientes
3. Reforzado: Anclaje que utiliza dientes adicionales o cualquier otro aparato para reforzar el anclaje primario. Esto puede implicar un anclaje extraoral o muscular.

Un anclaje reforzado basado en aparatos que podemos utilizar

- Arco transpalatal
- Aparato de Nance
- Arco inferior de mantenimiento lingual

(Rachala, M , 2011):

Recíproco: Tipo de anclaje cuando dos unidades de dientes se mueven una hacia la otra con igual distancia.

Estacionario: Tipo de anclaje donde los dientes se mueven en cuerpo y los del área de acción se inclina hacia el espacio

Clasificación basada en el cierre del espacio

(Nanda, R. 2010) describieron tres tipos de anclajes que se basan en la necesidad durante un tratamiento cuando se necesita el cierre del espacio. En algunos casos de ortodoncia, los dientes tienen que ser removidos con el fin de aliviar el apiñamiento dental o reducir un overjet de gran tamaño u overbite.

Por lo tanto, el espacio creado después de extraer dientes será cerrado durante un tratamiento ortodóntico. Esto se consigue con movimientos hacia adelante o atrás de los dientes posteriores.

Grupo A Anclaje

(Creekmore TD, Eklund MK. , 1983) Este tipo se considera anclaje crítico, que implica un 75% de movimiento de dientes anteriores y un 25% de dientes posteriores en el espacio creado por extracción. Por lo tanto, la expectativa en este tipo de anclaje es traer los dientes anteriores hacia atrás.

Grupo B Anclaje

(Gianelly A, Goldman H. , 1971) Este tipo de anclaje se considera moderado, lo que implica un 50% de movimiento de los dientes anteriores y posteriores en el espacio de extracción. La expectativa en este tipo de anclaje es ver los dientes posteriores moviéndose hacia adelante igualmente en comparación con los dientes anteriores moviéndose hacia atrás.

Grupo C Anclaje

(Burstone CJ., 1995) Este tipo de anclaje se considera no crítico, lo que implica que los dientes posteriores se mueven hacia delante el 75% del tiempo y los dientes delanteros se mueven hacia atrás 25% del tiempo en el espacio de extracción. En este caso se observa un mayor movimiento de los dientes posteriores.

Anclaje absoluto

(Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. , 2003) Este tipo de anclaje es necesario en un tratamiento, cuando se desea que los dientes posteriores no se muevan hacia adelante y que los dientes anteriores se muevan todo lo que permite el espacio creado hacia atrás. Este tipo de anclaje suele producirse utilizando mini-implantes o dispositivos de anclaje temporales.

Clasificación basada en el implante

(Wehrbein, H; Göllner, P , 2007) Los mini-implantes ortodontico se pueden utilizar con el propósito de anclaje en un tratamiento ortodontico. Los implantes pueden usarse para proporcionar un anclaje directo o indirecto.

– Anclaje directo

La fuerza ortodónica se aplica directamente desde el implante a uno o múltiples dientes. En este tipo de anclaje, la ubicación del implante juega un papel importante debido a la influencia de los vectores de fuerza.

– Anclaje indirecto

En este tipo de instalación, un implante se utiliza para estabilizar uno o varios dientes en una unidad. Una fuerza ortodónica se utiliza entonces contra esta unidad para mover dientes individuales o múltiples.

Clasificación basada en hueso

– Anclaje Cortical

(Revista Americana de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial, 1991) Se sabe que el hueso cortical reabsorbe más lentamente que el hueso de la medula. Por lo tanto, el anclaje cortical se utiliza en la ortodoncia para permitir el movimiento más lento de los dientes, especialmente los molares en la dentición posterior. Un clínico puede producir un movimiento que permita que las raíces de los molares permanentes se muevan vestibularmente (fuera), eventualmente contactando con el hueso cortical. Se afirma que al usar el hueso cortical contra los dientes posteriores, puede prevenir el movimiento mesial de los dientes posteriores, lo que ayuda al anclaje los dientes posteriores en la parte posterior de la mandíbula.

La idea del anclaje óseo cortical se utiliza intensivamente en la Terapia Bioprogresiva de Robert M. Ricketts, quien recomendó el uso del hueso cortical para ralentizar el movimiento de los molares en casos de anclaje máximo. (Urias, Dayse; Mustafa, Fátima Ibrahim Abdel, 2009)

Las indicaciones precisas para el anclaje esquelético no están bien documentadas. La mayoría de los artículos publicados han sido informes de casos en los que se han descrito nuevos dispositivos como alternativas a otros métodos de anclaje, por ejemplo, en casos de extracción que utilizan implantes en lugar de engranajes de cabeza (Ottofy L. , 1923). Tipos de aparatos fijos para el suministro de sistemas de fuerza diferenciados para el movimiento de dientes posteriores o la extrusión de caninos impactados. (Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. , 2007)

Los minitornillos también se han utilizado como anclaje para los movimientos de los dientes que de otra manera no se han realizado, que son los siguientes.

En los casos para lograr clase I relación molar por distalización molar:



Figura 1. (A) Implante colocado entre el primer molar y el segundo molar para distalización. (B) Después de 4 meses. Fuente: (Kamlesh S, Deepak K, Raj K, and Amol B, 2010)

Casos en los que las fuerzas sobre la unidad reactiva generarían efectos secundarios adversos (Figura 2).

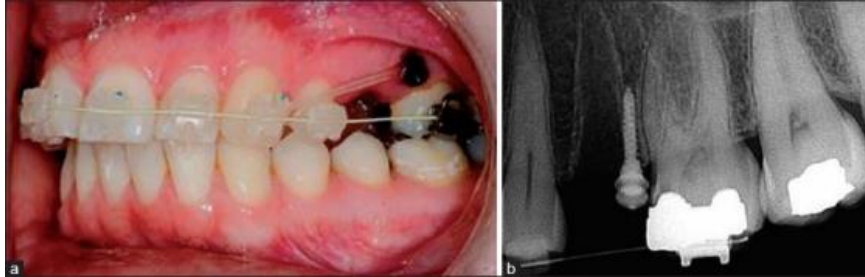


Figura 2. (A) Miniimplante insertado en la región interproximal bucal mesial al primer molar y en una angulación de aproximadamente 45° con respecto al eje vertical. (B) Una radiografía posterior a la inserción confirma la posición del miniimplante en la zona interproximal. (Kamlesh S, Deepak K, Raj K, and Amol B, 2010)

Pacientes con necesidad de movimientos dentales asimétricos en todos los planos del espacio (Figura 3).

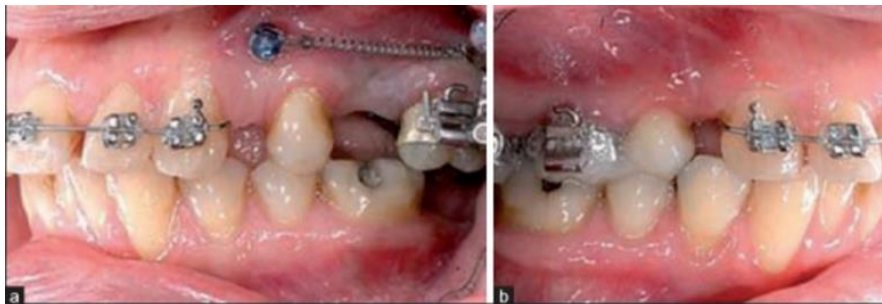


Figura 3. (A y b) Implantes para casos en los que se requiere movimiento diferencial en el mismo arco. (Kamlesh S, Deepak K, Raj K, and Amol B, 2010)

También se utilizan en algunos casos, como una alternativa a la cirugía ortognática.

Selección del tamaño y ubicación del mini-implante

El diámetro del miniimplante dependerá del sitio y el espacio disponible. En el maxilar, se puede seleccionar un implante más estrecho si se va a colocar entre las raíces. Si la estabilidad depende de la inserción en el hueso trabecular, se necesita un tornillo más largo, pero si el hueso cortical proporciona suficiente estabilidad, se puede elegir un tornillo más corto. La longitud de la parte transmucosa del cuello debe seleccionarse después de evaluar el grosor de la mucosa del sitio del implante. (Moyers R. , 1973)

Los posibles sitios de inserción incluyen, en el maxilar: el área debajo de la columna nasal, el paladar, el proceso alveolar, la cresta infrazigomática y el área retromolar; En la mandíbula: el proceso alveolar, el área retromolar y la sínfisis. Se requiere una radiografía intraoral para determinar la ubicación correcta. Una pequeña plantilla elipsoide hecha de alambre ortodóncico rectangular puede unirse a los dientes en la región con material compuesto curado por luz para facilitar esta evaluación (Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. , 2003).

Siempre que sea posible, el miniimplante debe insertarse a través de la encía adherida. Si esto es imposible, el tornillo puede ser invaginado por la mucosa, de manera que sólo un alambre, un resorte helicoidal o una ligadura atraviesen la mucosa. En el maxilar, la inserción debe estar en un ángulo oblicuo, en una dirección apical; en el destornillador el tornillo debe ser insertado tan paralelo a las raíces como sea posible si los dientes están presentes. Un tornillo transcortical se puede utilizar para aumentar la estabilidad en las áreas edéntulas, donde el hueso trabecular suele ser escaso. (Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM., 2005)

4.1.1. Materiales de implantes

(Burstone CJ., 1995) El material debe ser no tóxico y biocompatible, poseer excelentes propiedades mecánicas, y proporcionar resistencia al estrés, tensión y corrosión. Los materiales utilizados comúnmente se pueden dividir en tres categorías: biotolerante (acero inoxidable, aleación de cromo-cobalto), bioinerte (titanio, carbono) y bioactivo (hidroxiapatita, aluminio oxidado cerámico). Debido a las características del titanio (sin reacciones alérgicas e inmunológicas ni formación de neoplasias), se considera un material ideal y se utiliza ampliamente.

(Creekmore TD, Eklund MK. , 1983) El hueso crece a lo largo de la superficie del óxido de titanio, que se forma después del contacto con el aire o el fluido del tejido. Sin embargo, el titanio puro tiene menos resistencia a la fatiga que las aleaciones de titanio. Una aleación de titanio-titanio-6 de aluminio-4 vanadio-se utiliza para superar esta desventaja.

4.1.2. Tamaños de los implantes

(Otoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. , 2005) Los dispositivos de implante deben alcanzar la estabilidad primaria y soportar fuerzas mecánicas. La carga máxima es proporcional a la superficie total de contacto hueso-implante. Los factores que determinan el área de contacto son la longitud, el diámetro, la forma y el diseño de la superficie (superficie rugosa frente a superficie lisa, configuración del hilo). Queda por determinar el tamaño ideal del aparato para el anclaje ortodóncico. Se han demostrado que los implantes de diferentes tamaños, desde los "miniimplantes" (6 mm de largo, 1,2 mm de diámetro) hasta los implantes dentales estándar (6-15 mm de largo, 3-5 mm de diámetro) mejoran el anclaje. Por lo tanto, la dimensión de los implantes debe ser congruente con el hueso disponible en el sitio quirúrgico y el plan de tratamiento.

4.1.3. Forma del implante

Esto determina el área de contacto hueso-implante disponible para la transferencia de tensión y la estabilidad inicial. El diseño debe limitar el trauma quirúrgico y permitir una buena estabilidad primaria. Es difícil identificar la forma de implante "perfecta". El más comúnmente utilizado es cilíndrico o cilíndrico-cónico, con una superficie lisa o roscada. Los estudios han demostrado que el grado de rugosidad de la superficie está relacionado con el grado de oseointegración. La mayoría de los implantes utilizados para el anclaje ortodóntico son similares a los diseños convencionales. Los implantes especialmente diseñados se discuten a continuación.

4.1.4. Problemas relacionados con el tornillo

(Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. , 2005) Un tornillo puede fracturarse si es demasiado estrecho o el área del cuello no es lo suficientemente fuerte como para resistir el esfuerzo de extracción. La solución es elegir un tornillo cónico con un cuello sólido y un diámetro adecuado a la calidad del hueso.

(Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM., 2005) La infección puede desarrollarse alrededor del tornillo si la porción transmucosa no es completamente lisa. Si se utiliza un sistema de tornillo con longitudes de cuello variable, el clínico puede seleccionar uno que se adapte al sitio del implante en particular.

4.1.5. Problemas relacionados con el operador

(Burstone CJ., 1995) La aplicación de presión excesiva durante la inserción de un tornillo autoperforante puede romper la punta del tornillo. Apretar demasiado el tornillo puede hacer que se afloje. Es crucial dejar de girar el tornillo tan pronto como la parte lisa del cuello ha alcanzado el periostio.

Con una cabeza de tornillo similar a un soporte, la ligadura debe colocarse en la parte superior del tornillo en la ranura perpendicular al alambre. Girar la ligadura alrededor del tornillo hará imposible que el paciente mantenga el área libre de inflamación.

4.1.6. Problemas relacionados con el paciente

(Creekmore TD, Eklund MK. , 1983) El pronóstico para la estabilidad primaria de un miniimplante es pobre en casos en que la corteza de hueso es más fina que 0,5 mm y la densidad del hueso trabecular es baja. En pacientes con mucosa gruesa, la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de resistencia del tornillo será mayor que el habitual, generando así un gran momento cuando se aplica una fuerza. El aflojamiento puede ocurrir incluso después de que se haya alcanzado la estabilidad primaria, si se inserta un tornillo en un área con remodelación considerable debido a la reabsorción de un diente o la curación posterior a la extracción.

(Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM., 2005) Los miniimplantes están contraindicados en pacientes con alteraciones sistémicas que se ajustan al metabolismo óseo debido a enfermedad, medicación o tabaquismo intenso.

4.1.7. Mantenimiento de implantes

(Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. , 2003) Después de la cirugía, los tejidos blandos circundantes deben mantenerse para asegurar la longevidad del implante. La acumulación de la placa cerca del borde gingival puede causar perimucositis. La inflamación prolongada conduce a la descomposición del hueso alrededor de los implantes y peri-implantitis; Esto, sin la gerencia apropiada, puede conducir al fracaso del implante. Por lo tanto, se debe instruir a los pacientes para que sigan el control diario de la placa en el hogar y tengan cuidado profesional periódico, similar al mantenimiento periodontal regular.

4.2 Implantología

A pesar del reciente ascenso de la implantología oral desde un punto de vista científico, hay que recordar que los orígenes de esta disciplina se remontan a la antigüedad.

Hay descripciones bien conocidas de los hallazgos arqueológicos de la época precolombina que exhiben incrustaciones de piedra en los dientes o incluso se utilizan para reemplazar los elementos dentales que faltan (Zampetti P. , 2004)

Se sabe que los mayas utilizaron brocas de arco para realizar la limadura "cosmética" de dientes naturales en individuos vivos, y la formación de dientes varió según regiones y tribus. (Aldovrandi C., 1949) informa que también eran expertos en incrustar piedras muy bien talladas en cavidades meticulosamente preparadas en la superficie vestibular de los dientes frontales y a veces en premolares. Estas incrustaciones, que sirvieron a un propósito puramente estético, estaban hechas de una gran variedad de minerales redondeados de diferentes colores, como turquesa, cuarzo, serpentina y cinabrio.

(Andrews RR. , 1893) El primer tratamiento de implante exitoso que sobrevivió está representado por el renombrado fragmento mandibular con tres válvulas de cáscara implantadas. El Museo Peabody de Arqueología y Etnología de la Universidad de Harvard tenía un fragmento de mandíbula de un individuo que vivió entre los siglos VII y VIII DC, con tres piezas cuneiformes en lugar de los tres incisivos inferiores (Figura 4). El fragmento fue descubierto por el Dr. Wilson Popenoe y su esposa Dorothy durante la investigación sobre la civilización maya en Playa de los Muertos, en la orilla derecha del Río Ulúa en Honduras, donde también otras excavaciones importantes fueron realizadas por el arqueólogo Gordon.



Figura. 4 La mandíbula maya encontrada por Amedeo Bobbio.

Al estudiar este hallazgo inusual, los miembros de la expedición al principio conjeturaron que los elementos insertados pueden haber sido un tratamiento cosmético post mortem, posiblemente como parte de un complicado ritual funerario o práctica religiosa (Bobbio A., 1972)

Dos años después el fragmento fue entregado al Museo Peabody. Catalogado como N. 20/54, se creía que era la evidencia de un ritual de entierro maya, ya que las tres cuñas en forma de diente parecían haber sido insertadas póstumamente. Unos años más tarde, sin embargo, el artefacto desapareció.

Ciertamente el italiano Amedeo Bobbio, no redescubrió esto, solo aportó evidencia científica, que las tres conchas fueron insertados durante la vida y que representan la evidencia más antigua de los implantes aloplásticos realizados en humanos (Bobbio A. , 1973)

En su calidad de historiador dental, el distinguido estomatólogo quería investigar varios hallazgos mayas que ya eran bien conocidos. Específicamente, quería investigar el informe de "una piedra negra" implantada en lugar de un incisivo inferior lateral en la mandíbula de un esqueleto descubierto casi 80 años antes por el arqueólogo RR Andrews entre las ruinas de la metrópolis maya de Copán (Honduras) , Y conservado en el Museo Peabody (Fig. 5).

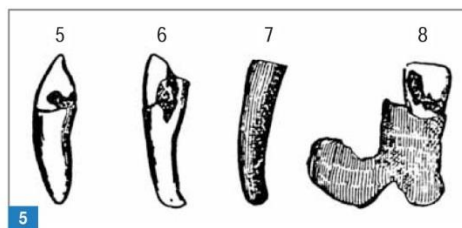


Figura. 5 La mandíbula maya encontrada por Amedeo Bobbio. Dibujo original de los incisivos inferiores, publicado en el artículo de Andrews (1893): dientes cariados, sin incrustaciones ni residuos de cemento (5 y 6); El famoso incisivo lateral implantado, hecho de piedra negra (8); Bicúspide cariado y gran fragmento alveolar (8).

Existen ejemplos de los intentos de implantes realizados durante la Edad Clásica que, desafortunadamente, no están soportados por hallazgos o confirmaciones prácticas. Hipócrates (Aldovrandi C., 1949) (siglo V aC) escribió sobre la posibilidad de anclar dientes artificiales a las encías usando hilo de oro o seda para reemplazar elementos extraídos, aconsejando al practicante no "tirar elementos móviles o dientes expulsados de mandíbulas heridas, sino volviéndolas a colocarlos y atándolas a los dientes restantes con hilo de oro" (Fig. 6) (Zampetti P. , 2005)



Figura 6. Ligadura de "férula" de oro de una "prótesis" etrusca.

(Casotii, L. , 1955) escribió que, menos de un siglo después, el florentino Michele Savonarola (1384-1461) también recomendó la ligadura de dientes replantados con lino o hilo de seda, demostrando que la práctica era bien conocida, a pesar de los pocos libros disponibles de la época.

Durante el Renacimiento, con la afirmación final del campo de la anatomía, varias ramas de la medicina ganaron impulso, y numerosos anatomistas y cirujanos también participaron en la odontología.

Uno de ellos fue Ambroise Paré, cirujano militar y una de las figuras más destacadas de su época, quien propuso la replantación de los dientes, ya que conocía muy bien el traumatismo maxilofacial causado por las armas de fuego. Señaló que era posible replantar dientes que habían sido "expulsados de sus casquillos accidentalmente, atándolos a los dientes restantes con hilos de oro, plata o lino, y manteniéndolos atados hasta la estabilización".

El francés Dupont, un contemporáneo de Paré, introdujo una terapia muy original para el dolor pulpítico: la extracción del diente seguido de replantación inmediata. La terapia de Dupont fue adoptada por casi todos los mejores dentistas franceses de ese siglo y la siguiente. El granuloma y el absceso apical que se desarrollaría posteriormente no se habían relacionado con necrosis pulpar. En muchos casos, debido a la fistulización, la extracción definitiva de los dientes replantados se pospuso. (Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM., 2005)

En Chirurgia, (Bobbio A. , 1973)(1523-62), un anatomista de Padua, afirmó que si un elemento dental se pierde o cae, o es extraído por razones terapéuticas, el diente debe ser curado y puesto de nuevo en su sitio original, y fijado a los dientes adyacentes con ligadura de oro o de alambre de metal. Si el diente no es recuperable por la razón que sea se debe hacer otro reproduciendo la forma original tan cerca como sea posible.

El material recomendado para este tipo de tratamiento es el marfil. Es importante señalar que esto parece ser más un consejo teórico que práctico. De hecho, no hay evidencia clínica en la literatura del período y la odontología continuó siendo practicada por empíricos con resultados casi siempre desastrosos (Rodriguez, B; Rizzo, R , 2002).

(Fonzi, G, 1968) inventó el diente mineral, un descubrimiento que sería de gran importancia para la evolución futura de la odontología de implantes. Su mayor logro fue la idea de fabricar dientes artificiales individuales que pudieran implantarse directamente en el espacio mediante ganchos de platino, cumplían importantes requisitos estéticos y funcionales y eran también químicamente inalterables.

A raíz del trabajo de Fonzi, durante el siglo XIX se hicieron otros intentos, incluyendo la creación de lo que se puede denominar como el primer intento de un implante de metal endóseo.

A principios del siglo 20 se caracterizó no sólo por los intentos de Payne renovados para emplear la plata en cilindros, sino también, las primeras raíces de porcelana de Sholl, “rugosa” con el fin de aumentar la retención. Aunque no es tan biocompatible como los estudios intentarían demostrar incluso 70 años más tarde, el de porcelana era sin embargo un mejor material que los propuestos anteriormente.

La primera raíz de porcelana artificial, insertada en agosto de 1903, se verificó en noviembre del año siguiente y mostró una buena estabilidad. Sin embargo, es importante tener en cuenta que la corona artificial colocada en el implante había sido bloqueada con dos ferulizaciones a las coronas de los dientes adyacentes. (Tramonte, S., 1963)

Después de la Primera Guerra Mundial, el francés H. Léger-Dorez (1920) diseñó un implante de "extensión tubular" que era conceptualmente similar al tornillo moderno en su anclaje forzado en el hueso. Con este tipo de compresión mecánica, creía que había diseñado una importante innovación, ya que pensaba que sus implantes podían estabilizarse inmediatamente, incluso antes de la encapsulación "biológica" a través de la osteogénesis reparadora.

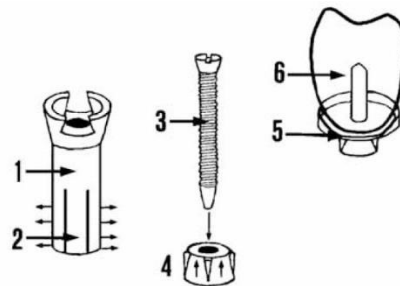


Figura 7. El implante de Léger-Dorez (1920).

Los materiales para su implante de "extensión tubular" de cuatro piezas fueron hechos de oro 24K para el cuerpo y platino para el tornillo interno. Como veremos más adelante, el fracaso de esos implantes (y otros similares que examinaremos) radica precisamente en la expansión mecánica, que era rígida y forzada más allá de la resistencia del tejido óseo vivo.

Ese año, Weigele colocó un trozo de marfil en forma de tronco en zócalos artificiales, protegido por una mucosa suturada sobre él; El marfil debería haber promovido una reacción de reabsorción lenta por anquilosis, que permitiría insertar posteriormente la carga temporal de una corona posterior.

Años más tarde, Weigle informó que había utilizado sus conos de marfil como soporte endoscópico de la superestructura para el anclaje temporal de prótesis dentales completas inferiores. En cuanto a este método, que es limitado en el tiempo por el inevitable rechazo del marfil por el hueso humano, debemos enfatizar el importante principio del implante "dos etapas sumergido", anticipado por Maggiolo un siglo antes, seguido por Greenfield (1913) y AlvinStrock (1933) en la primera mitad del siglo XX.

Los mayores avances en la implantología endósea tuvieron lugar en los años setenta con la creación del implante de tántalo (Scialom, J. , 1962)el "blade" (nombre utilizado por Linkow) y el "needle" (el nombre utilizado por Scialom). En Italia, varios autores propusieron una serie de modificaciones, como las "cuchillas universales personalizadas" creadas por Muratori en 1970 y los implantes "polimórficos de cuchilla" ideados por UgoPasqualini; en 1975 Pier Luigi Mondani se planteó la idea de utilizar la soldadura intraoral para las agujas; En 1974 DinoGarbaccio propuso el tornillo auto-roscado bicortical. Estos autores serán discutidos en los capítulos siguientes.

A finales de los años 70 y principios de los 80, Brånemark presentó los llamados implantes "osseointegrados". Según Brånemark, la osteointegración "es la conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante portador". El método consiste en posicionar el implante de titanio en forma de tornillo con roscas pequeñas (tornillos para metal), ofreciendo buena resistencia y capaz de asegurar una buena elasticidad mecánica. Tienen micro ranuras que permiten la integración con el tejido óseo, que se forma alrededor del implante. El titanio se considera el material más biocompatible, ya que puede ser utilizado en un ambiente húmedo-orgánico; Está hecho de dióxido de titanio (Favero, G, 1994)

4.2.1 Clasificación de los implantes de acuerdo al material

Materiales de Implantes Dentales

(Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider, 2007) Metales y Aleaciones (Titanio y Titanio -6 Aluminio-4 Vanadio (Ti-6Al-4V) y cp Ti, Aleación a Base de Cobalto-Cromo-Molibdeno, Aleaciones de Hierro-Cromo-Níquel), Cerámica (Aluminio, Titanio y Óxido de Zirconio, Cerámicas bioactivas y biodegradables) Poliéster y silicio de carbono, vítreo y pirolítico) Polímeros y compuestos (Polimetilmetacrilato (PMMA), Polietileno (UHMW-PE), Politetrafluoroetileno (PTFE), Caucho de silicona, Polisulfona).

Materiales de aumento óseo

(Van Noort R. , 1987) Cerámica (Fosfato de Calcio, Vidrio Bioactivo y Cerámica de Vidrio), Polimeros (PMMA, Ácido Láctico / Glicólico), MINERALES NATURALES (Colágeno, Matriz desmineralizada ósea, Proteínas morfogénicas óseas)

Titanio

El titanio existe en la naturaleza como un elemento puro con un número atómico 22, con un peso atómico de 47,9. El titanio representa alrededor del 0,6% de la corteza terrestre y es un millón de veces más abundante que el oro. Este metal existe como compuestos de Rutilo (TiO_2) o Ilmenita ($FeTiO_3$) y requiere métodos de extracción específicos para ser recuperados en su estado elemental. El proceso de Hunter implica la reducción de $TiCl_4$ con sodio y el proceso de Kroll implica la reducción de $TiCl_4$ por calcio, magnesio, donde como proceso de yoduro implica la formación de yoduro de titanio a través de la reacción de titanio con yoduro. (Barksdale J. , 1966)

El yoduro de titanio se descompone posteriormente sobre un alambre de titanio calentado. El titanio y sus aleaciones se utilizan en odontología como aparatos protésicos debido a su combinación única de propiedades químicas, físicas y biológicas. ASTM International (la Sociedad Americana de Ensayos y Materiales) reconoce cuatro grados de titanio comercialmente puro, o Ti, y tres aleaciones de titanio (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V Extra Bajo Intersticial [componentes bajos] y Ti-Al-Nb). Clínicamente dos formas de titanio han recibido el mayor interés, una es el titanio comercialmente puro

(Ti-160) y la otra aleación de Ti-6% Al-4% V (Ti-318) [NB todas las aleaciones se dan en%] (Van Noort R. , 1987)

Titanio comercialmente puro (CPTi)

(Williams DF. Boca Raton, 1981) Titanio comercialmente puro es una aleación de titanio y oxígeno. Para satisfacer la especificación estándar británica para su uso en implantes quirúrgicos, el contenido de oxígeno debe ser inferior al 0,5%. De esta forma la aleación tiene una estructura hexagonal apretada. El oxígeno está en solución, de modo que el metal es monofásico. Elementos tales como oxígeno, nitrógeno y carbono tienen una mayor solubilidad en la estructura hexagonal estrechamente empaquetada de la fase alfa que en la forma cúbica de la fase beta. Estos elementos forman soluciones sólidas intersticiales con titanio y ayudan a estabilizar la fase alfa. Elementos de transición tales como molibdeno, niobio y vanadio actúan como estabilizadores beta.

Ti - 6% Al - 4% V

(Zampetti P. , 2005) El titanio experimenta una transformación desde una fase alfa hexagonal cerrada a una fase beta cúbica centrada en el cuerpo a 883°C, se pueden añadir elementos de aleación para estabilizar ambas fases.

Cuando el aluminio y el vanadio se añaden al titanio en pequeñas cantidades, la resistencia de la aleación es mucho mayor que la del titanio comercialmente puro. El aluminio se considera un estabilizador alfa y el vanadio actúa como estabilizador beta, que se utiliza para minimizar la formación de $TiAl_3$ hasta aproximadamente 6% o menos para disminuir la susceptibilidad de la aleación a la corrosión. La temperatura a la que se produce la transición alfa-beta es deprimida de tal manera que ambas formas alfa y beta pueden existir a temperatura ambiente (Barksdale J. , 1966) Ti-6% Al-4% V tiene una estructura de dos fases de los granos alfa y beta. En situaciones en las que se necesita una dureza adicional Ti-550, se utiliza una aleación de Ti-4% Mo-4% Al-2% Sn, en lugar de Ti -318. Un nuevo Ti 6% al 7% Nb forjado ha sido una gran promesa como material de implante.

Propiedades del titanio

El titanio tiene varias propiedades favorables que incluyen una baja densidad de 4,5 g / cm y una resistencia a la flexión relativamente alta comparable a la de las formas fundidas de aleaciones de cobalto y acero inoxidable. El titanio es muy resistente a la corrosión, por lo que puede ser inactivado por una capa delgada de óxido de titanio que se forma instantáneamente en su superficie. Este metal tiene la capacidad de formar una capa de óxido de espesor nanométrico dentro de un milisegundo, y este óxido se reforma si se pierde debido a la eliminación mecánica. Si no se controla, esta capa de óxido puede volverse más gruesa con el tiempo. El titanio puro tiene la capacidad de formar varios óxidos, incluyendo TiO , TiO_2 y Ti_2O_3 , el TiO_2 se considera el más estable y se encuentra después de la exposición a condiciones fisiológicas. (Williams DF. Boca Raton, 1981).

Con la excepción del titanio puro, el módulo de elasticidad de Ti-6Al-4V está más próximo al del hueso que el de cualquier otro biomaterial de implante metálico ampliamente utilizado.

Se han desarrollado nuevas aleaciones de titanio, incluyendo Ti-13Nb-13Zr y Ti-15Mo-2.8Nb. Estas aleaciones utilizan la otra fase estabilizada en lugar de aluminio y vanadio y pueden presentar mayor resistencia y resistencia a la corrosión. El límite de elasticidad de las aleaciones Ti-6Al-4V de grado intersticial extra bajo (ELI) y Ti-6Al-4V es de 795 MPa y 860 MPa respectivamente es 68% y 78% mayor que el CPTi. Las aleaciones de Ti son capaces de mantener el equilibrio fino entre resistencia suficiente para resistir la fractura bajo fuerzas oclusales y retener un módulo de elasticidad inferior para una distribución de tensiones más uniforme a través de la interfase de implante óseo (Barksdale J. , 1966)

El titanio se considera un material biocompatible. Sin embargo, a la luz de los recientes informes clínicos sobre dermatitis de contacto o reacciones granulomatosas al titanio tras su uso en marcapasos, prótesis de cadera, pinzas quirúrgicas u osteosíntesis, existe un debate con respecto a las alergias a titanio. Además, se ha informado que el titanio puede causar problemas de salud generalizados, y se ha informado de la posibilidad de reacciones adversas a los tejidos humanos frente al dióxido de titanio, que siempre cubre la superficie de los materiales de titanio.

La exposición crónica a un bajo nivel de metales puede ocasionar ocasionalmente sensibilización a los metales y efectos secundarios indeseables. Los implantes dentales, que el fabricante afirmaba estar hechos de titanio de alta pureza ASTM grado I (99,64%), presentó una asociación sospechosa de una reacción alérgica con implantes dentales de titanio según estudios clínicos. Parece que en raras circunstancias, para algunos pacientes, el titanio utilizado en los implantes dentales puede inducir una reacción alérgica. (Hiroshi Egusa, Nagakazu Ko, Tsunetoshi Shimazu, Hirofumi Yatani., 2008)

Otros Biomateriales De Implantes

Espuma de Titanio - Nueva Superficie del Implante Los investigadores canadienses en el Instituto de Materiales Industriales del CNRC han desarrollado un implante de espuma de titanio poroso que se dice imita una versión metálica del hueso. La espuma de titanio se prepara mezclando polvo de titanio con un polímero y luego añadiendo agentes espumantes que expanden el polímero cuando se calientan. Posteriormente, a través de un tratamiento térmico a alta temperatura, el polímero se retira y las partículas de titanio se consolidan para proporcionar resistencia mecánica a la estructura porosa. La superficie rugosa crea fricción entre el implante y el hueso, y también permite el crecimiento óseo en los poros para ayudar a fijar el implante en su lugar. Entre sus posibles beneficios, esta que los implantes dentales sean menos invasivos (Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider, 2007)

Un nuevo material para implantes dentales con la marca "Roxolid" fue desarrollado para superar las limitaciones mecánicas del titanio puro. El nuevo material se compone de los dos elementos titanio y zirconio. Esta aleación TiZr binaria tiene una estabilidad mecánica significativamente aumentada en comparación con el grado 4 de titanio con respecto a la elongación. Los implantes TiZr se fabrican con la superficie SLActive, como los implantes SLActive de titanio: Se lavan con arena, se graban con ácido y luego se almacenan en una solución de NaCl al 0,9% para mantener la capa de óxido limpia con sus propiedades hidrofílicas(Roberts, H. , 2004)

Los polímeros tienen resistencias más bajas y módulos elásticos más bajos y alargamientos más altos a la fractura en comparación con otras clases de biomateriales son aisladores térmicos y eléctricos y son relativamente resistentes a la biodegradación.

Cuando se compara con el hueso tienen módulos elásticos más bajos con magnitudes más cercanas a los tejidos blandos.

Los polímeros se han fabricado en poros y formas sólidas para la fijación, reemplazo y aumento de tejidos y como revestimientos para la transferencia de fuerza a regiones de tejido blando y de tejido duro. En general, los polímeros y compuestos de polímeros son especialmente sensibles a las técnicas de esterilización y manipulación. Si se destinan al uso de implantes, la mayoría no puede esterilizarse con vapor o óxido de etileno. Más biomateriales poliméricos tienen propiedades de superficie electrostática y tienden a recoger polvo u otras partículas si se exponen a ambientes bucales semi-limpios (Williams DF. Boca Raton, 1981)

El carbono vítreo provoca una respuesta muy mínima de los tejidos del huésped, es uno de los biomateriales de implantes más comunes. En comparación con los implantes metálicos, el carbono es más inerte en condiciones fisiológicas y tiene un módulo de elasticidad similar al de la dentina y del hueso. Así, el carbono se deforma a una velocidad similar a los tejidos, aumentando la transmisión de fuerzas biomecánicas. Sin embargo, el carbono es susceptible a la fractura bajo condiciones de tensión debido a su fragilidad, que usualmente se genera como componente de la carga de flexión. El carbón vítreo es una forma pura de 99,99% de carbono con una resistencia a la compresión de 50.000 a 1.00.000 libras por pulgada cuadrada, una resistencia transversal de 10.000 a 30.000 psi y un módulo de elasticidad entre $3-4 \times 10^6$ psi. Este módulo es similar al de la dentina; Esto es un factor significativo en la reducción de las fuerzas de corte en la interfase del hueso del implante. Este implante se forma por moldeo de resina en la forma del implante, tratamiento térmico bajo nitrógeno y luego vacuación para evaporar el nitrógeno, oxígeno, hidrógeno y cualquier impureza incluida en la resina. (Barksdale J. , 1966)

El carbono pirolítico o LTI (carbono isotrópico a baja temperatura) se forman en un lecho fluidizado mediante la pirólisis de un hidrocarburo gaseoso que deposita carbono sobre un sustrato preformado tal como grafito policristalino. La variedad de silicio de carbono pirolítico se prepara mediante código que postula silicio con carbono para producir material de implante más fuerte. La fuerza y su capacidad para absorber energía al impactar es casi 4 veces mayor que la del carbono vítreo o vítreo.

El módulo de elasticidad de todos los materiales de carbono isotrópico es casi similar al del hueso (Wehrbein, H; Göllner, P , 2007)

Selección de un Biomaterial de Implantes

La asociación dental americana describe algunas pautas de aceptación para los implantes dentales:

- Evaluación de las propiedades físicas que aseguran una resistencia suficiente;
- Demostración de facilidad de fabricación y potencial de esterilización sin degradación del material;
- Evaluación de la seguridad y la biocompatibilidad, incluidas las pruebas de citotoxicidad y las características de interferencia de los tejidos;
- Libertad de defectos;
- Al menos dos estudios clínicos prospectivos longitudinales independientes que demuestren eficacia.

Las propiedades superficiales de un implante son fundamentales para el éxito a corto y largo plazo del dispositivo. Aunque las superficies cuidadosamente optimizadas no pueden prevenir la falla del implante debido a inestabilidades mecánicas, pueden mejorar significativamente la tasa de éxito de la mayoría de los implantes. Basada en la textura obtenida Textura cóncava (principalmente por tratamientos aditivos como recubrimiento de HA Superficies isotópicas que tienen la misma topografía independiente de la dirección de medición y Superficies anisotrópicas que tienen una direccionalidad clara y que difieren considerablemente en la rugosidad (Van Noort R. , 1987)

El chorreado de arena de un núcleo de metal con agente de malla crea superficie modificada. El objetivo es aumentar la irregularidad de la superficie utilizando agentes como la alúmina y el dióxido de titanio. Se ha demostrado que las muestras arenadas mostraron la mayor variabilidad en el aspecto superficial. En algunos casos se ha demostrado que el chorreado con arena permite la adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos. Por otra parte se encontró que los fibroblastos se

adherían con más dificultad a esta superficie; Esto podría limitar la proliferación de tejidos blandos y potencialmente beneficiar la formación ósea (Van Noort R. , 1987)

Se propuso modificar la superficie del implante sin dejar los residuos encontrados después del proceso de chorreado para evitar el tratamiento no uniforme de la superficie y para controlar la pérdida de sustancia metálica del cuerpo del implante. Esto se realiza con ácido clorhídrico, sulfúrico, HF y ácido nítrico en diferentes combinaciones. La rugosidad antes del grabado, la mezcla ácida, la temperatura del baño y el tiempo de grabado afecta al proceso de grabado ácido (Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. , 2003)

4.3 Aplicación de cargas ortodóncicas a los implantes osteointegrados enfocado en ortodoncia.

Los implantes de titanio osteointegrados se utilizaron inicialmente como apoyo para la reconstrucción protésica en pacientes totalmente edéntulos con el fin de aumentar la función masticatoria, (Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI., 1981). Los implantes se utilizaron posteriormente extensivamente para reemplazar los dientes faltantes en pacientes parcialmente edéntulos, permitiendo la preservación de las estructuras dentales restantes. Se han propuesto otras indicaciones para los implantes osteointegrados, como el anclaje ortodóncico o maxilofacial, (Cravero RM, Ibañez JC. , 2008), ya que los dientes cariados o faltantes pueden perjudicar el tratamiento ortodóncico debido a la ausencia de anclaje dental apropiado para el movimiento ortodóncico. (Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C. , 1999)

La ventaja de los implantes osteointegrados para el anclaje ortodóncico es la inmovilidad absoluta del implante, ya que el ligamento periodontal es inexistente, permitiendo la aplicación de fuerzas ortodóncicas controladas sin reabsorción ósea. Este fenómeno se conoce como "anclaje absoluto". Así, el implante funcionará primero como anclaje ortodóncico intraoral y luego como anclaje protésico, proporcionando estabilidad, biocompatibilidad y comodidad. (Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE., 2009)

La dificultad para controlar el anclaje es un aspecto significativo en la Ortodoncia. Los dispositivos de anclaje estándar, tales como dispositivos extraorales y elásticos, dependen de la cooperación del paciente, lo que puede comprometer los resultados del tratamiento. La introducción de implantes para anclaje ortodóncico ha disminuido la necesidad de cooperación del paciente, en comparación con los aparatos extraorales, y ha proporcionado biomecánica de anclaje absoluto. (Block MS, Hoffman DR., 1995)

Tradicionalmente, los implantes deberían estar fabricados de forma tal que satisfagan las necesidades de estabilidad primaria además de resistir cargas o tensiones a las que serán sometidos. En base a lo anterior, se puede comentar que al momento de realización la valoración de las cargas, se identifican diferencias substanciales en la dirección y en el valor de las fuerzas ortodóncica y protésicas.

De acuerdo con (Haanaes HR, Stenvik A, Beyers-Olsen ES, Trity T, Afeen O., 1991) Las fuerzas ortodóncicas son generalmente horizontales, continuas y de poca intensidad (<3N) En estos casos puede utilizarse cualquier fijación que sea estable incluso en hueso cortical. Sin embargo, si los implantes van a soportar una prótesis en oclusión funcional las fuerzas van a ser verticales, discontinuas y de mayor intensidad (500-1000 N)

Pese a que la mayoría de los estudios experimentales se basan en la aplicación de fuerzas sobre implantes para valorar su estabilidad, existen pocos trabajos en los que se haya valorado objetiva y cuantitativamente el anclaje tras la osteointegración de los implantes de titanio. Los estudios de Turley (1988) en animales demuestran la utilidad de los implantes como anclaje ortodóncico, tras la aplicación de una fuerza de 300 g durante 9-12 semanas consiguiendo movimientos de 0,6-4 mm. (Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanae J, Gray J, Hennes J. , 1988)

En otro orden de ideas (Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. , 1989) tras la aplicación de una fuerza de 300gr durante 13 semanas, determina que: solo una pequeña parte (< 10%) de la parte endo ósea del implante se encontraba en contacto con el hueso.

(Higuchi KW, Slack JM. , 1991) tras aplicar fuerzas progresivas (de 100 a 400 g) sobre implantes 6 meses post-cicatrización, y no observar ningún efecto indeseable, concluyen que los implantes osteointegrados suponen una fuente de anclaje intraoral rígida que permite llevar a cabo movimientos unidireccionales sin ninguna acción recíproca

De acuerdo con lo expresado por (Costa A, Raffaini M, Melsen B., 1998)

Histológicamente se han realizado estudios en donde se comprueba que cuando la fuerza de carga ortodóntica se aplica prematuramente, no se produce un contacto uniforme íntimo entre hueso e implante, sino que se interpone un tejido fibroso que sin embargo no compromete la estabilidad clínica del implante durante el tratamiento.

En posteriores trabajos, (Roberts WE. , 2002) se observa que: La osteointegración no es esencial para que un implante aporte anclaje ortodóntico efectivo, aunque se recomienda no cargar el implante durante la fase de cicatrización. Cuando el anclaje ortodóntico va a realizarse sobre implantes que a su vez van a soportar las fuerzas oclusales de una prótesis, provisional o definitiva, lo aconsejable es esperar la osteointegración de los mismos (6-12 semanas) para realizar la carga ortodóntica.

El estudio de (Wehrbein H, Diedrich P. , 1993) demuestra: Una relación directamente proporcional entre la intensidad de la fuerza aplicada y el aumento de la densidad ósea alrededor del implante. Por tanto, a mayor carga, mayor será la estabilidad del implante en su lecho y mayor será el anclaje. En condiciones normales, los implantes cargados con aparatos de ortodoncia mantienen la osteointegración desde el punto de vista histológico, lo cual representa un anclaje ortodóntico absoluto. El uso de unidades de anclaje rígido intraoral representa una alternativa efectiva a la aplicación de fuerzas extraorales ortopédicas y ortodóntica y ofrece otra opción y un mayor avance para los tratamientos en pacientes con oligodoncias extremas o pérdidas de dientes necesarios para anclaje. Si se cumplen estas premisas la cantidad de fuerza ortodóntica aplicada al implante puede ser considerable, si bien la máxima carga aplicable debe ser proporcional al diámetro, longitud del implante y a la calidad de hueso, o más bien al grado de osteointegración.

4.4 Implantes para el uso en ortodoncia

Indicaciones

(Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH , 2002) Definir la indicación sobre el uso de implantes para el anclaje ortodóntico requiere que los ortodoncistas durante la planificación del tratamiento evalúen las ventajas y desventajas de los procedimientos alternativos de tratamiento y tomen en consideración las características individuales del paciente (por ejemplo, historial médico general, características de la maloclusión que requiere de tratamiento de ortodoncia, características anatómicas en el sitio de inserción planificado, edad, higiene bucal, aprobación del procedimiento terapéutico por parte de los padres o tutores en el caso de pacientes menores.

(Bernhart T, Freudenthaler J, Dörtbudak O, Bantleon HP, Watzek G , 2001) Los implantes se utilizan como elementos de anclaje en los siguientes casos en particular: intrusión y extrusión de dientes, movimiento asimétrico, aumento de anclaje, especialmente cuando no hay anclaje convencional suficiente, cierre del espacio ortodóntico, en general para el anclaje en el movimiento ortodóntico para evitar fuerzas reactivas no deseadas, así como una alternativa a la cirugía ortognática.

Se requiere una consulta detallada con todos los colegas involucrados en el tratamiento con respecto a la edad, la fase de crecimiento de la mandíbula, el esqueleto facial y las características resultantes en relación con el momento de la terapia con implante en el proceso de tratamiento global. Además de las fases de crecimiento de la mandíbula y el esqueleto facial. Al planificar la colocación de un implante se debe considerar también el desarrollo del proceso alveolar, que acompaña al desarrollo vertical de los dientes. Al elegir el momento de la colocación del implante, debe haber una discusión de las ventajas y desventajas del tratamiento del implante, que podría resultar de una subsiguiente restauración protésica de los dientes y la suspensión del crecimiento de la mandíbula en el sitio del implante. (Berten JL, Neukam FW, Wichmann M, Schliephake H , 1994)

Los pacientes adultos pueden tener problemas de anclaje en situaciones especiales, como problemas periodontales en los que los dientes remanentes no constituyen una unidad de anclaje suficiente para realizar movimientos ortodónticos.

Pero son realmente los pacientes ortodonto-protésicos los verdaderos candidatos a la utilización de implantes, primero como anclaje para el movimiento dentario y después como soporte de una futura restauración.

(Thilander B, Ödman J, Grondahl K, Lekholm U. , 1992) Los métodos tradicionales de refuerzo de anclaje como la tracción extraoral o la barra transpalatina, raramente son tolerados por los pacientes adultos. La falta de cooperación a la hora de utilizar estos dispositivos puede ser causa del fracaso total del tratamiento de ortodoncia.

De acuerdo con (Kokich VG. , 2000), en ortodoncia no existen métodos estandarizados para el tratamiento de este tipo de pacientes ni protocolos para la aplicación ortodóntica de los implantes. A pesar de todo, se han descrito cuatro grupos que incluyen diversas situaciones en las que la utilización de implantes con fines ortodonto y restauradores estaría justificada:

Utilización de implantes como anclaje para facilitar la intrusión

intraarcada. En pacientes con pérdida dentaria en una de las arcadas y extrusión de uno o más dientes antagonistas, si los dientes vecinos se han perdido, la colocación de implantes en los espacios desdentados adyacentes al diente extruido puede facilitar y acelerar la intrusión y servir después como elemento restaurador

En los casos donde no haya pérdida de dientes vecinos al diente(s) extruido, pero sí dientes adyacentes periodontalmente afectados (que aunque puedan ser mantenidos no van a poder ser utilizados como anclaje) la utilización de minimplantes como sistema de anclaje ortodonto para intrusión individual del diente elongado, es hoy por hoy el procedimiento más aceptado

Utilización de implantes como anclaje para facilitar la intrusión

ínterarcada. En casos de pérdida dentaria múltiple y extrusión múltiple en la arcada contralateral la colocación de implantes en la arcada des- dentada y la utilización de imanes sobre los mismos provocará una fuerza intrusiva de los dientes antagonistas sobreerupcionados. Tras la reintrusión, los implantes podrán ser utilizados como soporte de prótesis. Esta alternativa nos permite abandonar el enfoque tradicional para el tratamiento de los dientes con sobrerupción que consiste en el acortamiento por tallado de la

corona clínica, tratamiento endodóncico en caso de afectación pulpar, y colocación de coronas sobre los dientes tallados.

Utilización de implantes como anclaje para facilitar los movimientos de protrusión/retrusión intraracada. Situaciones de pérdida de uno o más dientes de la misma arcada donde el plan de tratamiento exige el movimiento de los dientes remanentes hacia o en contra del espacio edéntulo (movimientos de retrusión y protrusión en una misma arcada).

Utilización de implantes como anclaje para facilitar los movimientos de protrusión/retrusión interarcada. En caso de pérdida dentaria en ambas arcadas, si los dientes remanentes en una de ellas deben ser movidos en sentido anteroposterior y no es posible la utilización de implantes para la retracción, se pueden utilizar los implantes en la arcada opuesta como elemento de anclaje para movimientos ínterarcada (uso de elásticos intermaxilares, etc.) y a continuación como soporte de la restauración final.

Las ventajas de los implantes como sistema ortodóncico de anclaje son indudables e indiscutibles, y han supuesto una auténtica revolución en los tratamientos de adultos parcialmente desdentados, especialmente en aquellos con un compromiso oclusal severo como consecuencia de una falta de oclusión bilateral con disminución de la dimensión vertical (colapso posterior de mordida). Pero, además de poder tratar pacientes con gran compromiso periodontal y realizar todo tipo de movimientos, el tiempo de tratamiento se reduce, los movimientos son más predecibles y menos lesivos (movimientos en bloque), y no dependemos de la colaboración del paciente para resolver el caso.

Selección de los sistemas de implantes

(Bock JJ, Fuhrmann RAW , 2006) La selección de los sistemas de implantes depende del plan de tratamiento y de las condiciones anatómicas. Aunque los sistemas de implantes convencionales proporcionan opciones para el tratamiento protésico, no siempre tienen los medios de anclaje para la aplicación de la fuerza ortodóncica que están coordinados con el sistema de implante respectivo, sin embargo, estas características se incorporan en implantes que se utilizan exclusivamente para fines ortodóncico.

Los implantes convencionales se utilizan en diferentes diámetros y longitudes, dependiendo de la región de colocación del implante y de la restauración dental planificada que se instalará en el implante. La selección de los implantes con respecto al sistema de implantes, dimensiones y posicionamiento requiere una consulta interdisciplinaria. Los periodos de cicatrización sin carga deben seguir las recomendaciones existentes con respecto a los sistemas de implantes respectivos y tener en cuenta la estabilidad primaria y las dimensiones del implante, así como la calidad del hueso.

La longitud y el diámetro de los implantes destinados exclusivamente al anclaje ortodóncico debe ser lo más pequeño posible para permitir que también se utilicen en la región interdental y mantener el tamaño del defecto tan pequeño como sea posible después de su extracción; el cuerpo del implante y el dispositivo de anclaje ortodóncico deben, sin embargo, también ser capaces de soportar las fuerzas aplicadas. (Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS, 2008)

Los implantes ortodóncicos se utilizan principalmente en el paladar o en el proceso alveolar. Los implantes palatales están destinados a la colocación en la línea mediana o región paramediana. Su diámetro es comparable al de los implantes estándar, su diseño de superficie endósea tiene una textura áspera, su longitud intraósea, sin embargo, se reduce para corresponder con la disponibilidad limitada de hueso vertical del proceso palatino del maxilar.

La colocación de estos implantes es generalmente mínimamente invasiva (Figura 8).

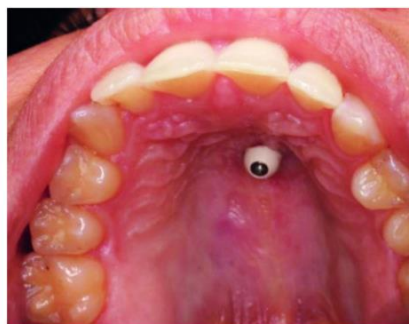


Figura 8. Implante palatino.

El objetivo es lograr la osteointegración con estos implantes y por lo tanto se requiere una fase de cicatrización sin carga de entre dos y tres meses (Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H , 2006). Sin embargo, el acortamiento de la fase de curación se discute a favor del anclaje ortodóntico inmediato si se utilizan fuerzas constantes. Como estos implantes han sido osteointegrados, generalmente tienen que ser retirados después de completar el tratamiento ortodóntico usando un procedimiento quirúrgico que es lo más mínimamente invasivo y conservador de la estructura posible. Esto puede considerarse como una desventaja en comparación con los implantes de minitornillo. (Cousley R , 2005)

Los implantes de titanio mini-tornillo o micro-tornillo insertado en el proceso alveolar se usan tanto con superficies relativamente lisas (mecanizadas) como con texturas rugosas (Fig. 9).



Figura 9. Dos implantes de minitornillos en dientes de la región bucodisal (34) para el anclaje cortical con mesialización planificada del molar inmediatamente después de la cirugía.

Se cargan inmediatamente en contraste con los implantes insertados en el paladar La osteointegración no es un objetivo de estos implantes. Estos implantes pueden usualmente ser removidos después de completar el tratamiento ortodóntico desatornillándolos suavemente. La decisión sobre cuándo comenzar la carga ortodóntica de estos implantes no sólo debe tener en cuenta su textura, sino también su estabilidad primaria, así como la calidad del hueso. (Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H , 2004)

4.5 Diagnóstico pre-implantológico

El diagnóstico pre-implantológico en ortodoncia suele estar precedido por un examen clínico radiológico y una evaluación de los hallazgos clínicos.

Si se pretende que los implantes convencionales se utilicen inicialmente para el anclaje de aparatos para la aplicación de la fuerza ortodóntica y posteriormente para la retención de una restauración dental tras la finalización del tratamiento ortodóntico, la planificación requiere especialmente cooperación entre todos los implicados en el tratamiento al posicionamiento óptimo del implante. Al posicionamiento ideal de los dientes naturales teniendo en cuenta el posicionamiento de la rehabilitación protésica (Costa A, Raffini M, Melsen B , 1998).

El alcance del diagnóstico pre-implantológico cumple con las recomendaciones de la DGZMK (Sociedad Alemana de Odontología y Medicina Oral): la radiografía panorámica con referencia de medición radiopaca se utiliza como base. Se utilizan técnicas de imagen adicionales para la ilustración detallada y la evaluación del sitio del implante óseo, la determinación de la distancia entre la posición planificada del implante y la estructura anatómica adyacente y para excluir los hallazgos patológicos en el sitio del implante así como sus alrededores. El rango y el tipo de otros exámenes de imagen dependen de los requerimientos individuales en cada caso teniendo en cuenta la exposición a la radiación y la relación costo-beneficio de la técnica respectiva y deben ser completados en el contexto de los hallazgos clínicos. (Cousley RRJ, Parberry DJ , 2005)

(Crismani AG, Bernhart T, Schwarz K, Celar AG, Bantleon H-P, Watzek G , 2006) El paladar óseo y el grosor de la bóveda palatina en el plano mediano se pueden visualizar usando una radiografía cefalométrica lateral antes del uso de implantes palatales para la aplicación de la fuerza ortodóntica. En este caso, al igual que con la radiografía panorámica, es práctico trasladar la posición del implante del análisis del modelo utilizando la radiografía a la situación clínica por medio de stents quirúrgicos. Esto se debe a que es difícil mantener el eje del implante planificado debido al arco palatal, especialmente cuando se utilizan implantes palatales.

También es importante evitar que los implantes colocados incorrectamente dañen los dientes anteriores, que a veces son muy angulados con sus ápices radiculares muy inclinados hacia el aspecto palatino-dorsal. El uso de stents para una transferencia más precisa de la posición del implante planificada a la situación clínica también tiene ventajas al insertar implantes en el proceso alveolar.

El objetivo también debe ser colocar el implante en la región de la encía queratinizada. Es importante evaluar la disponibilidad de espacio interradicular y la distancia entre el sitio de implante planificado y los dientes adyacentes antes de insertar los sistemas de implante miniscrew en el proceso alveolar vertical. Si el movimiento de los dientes se planifica inmediatamente adyacente al implante, su cambio de posición debe tenerse en cuenta al determinar la posición del implante para evitar que el implante interfiera con el movimiento del diente. (Favero L, Brollo P, Bressan E , 2002).

El uso de la tomografía computarizada y la tomografía computarizada por haz cónico permiten una evaluación métrica precisa del espesor y volumen óseo vertical con una menor tolerancia antes de la colocación de los implantes palatales. Sin embargo, es importante señalar la mayor exposición a la radiación de esta técnica de examen en el contexto del factor de riesgo más alto para efectos de radiación estocástica en el caso de niños y adolescentes.

4.6 Procedimiento quirúrgico

(Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H , 2006) El procedimiento quirúrgico durante la colocación del implante sigue los principios de las técnicas quirúrgicas implantológicas teniendo en cuenta las características anatómicas del sitio del implante, asegurando al mismo tiempo la vitalidad del tejido óseo adyacente y consiguiendo una estabilidad primaria adecuada del implante. El uso de implantes que se destinan exclusivamente a la aplicación de la fuerza ortodóntica requiere generalmente sólo una incisión mínima o acceder a ellos utilizando un punzón de la mucosa (particularmente adecuado cuando se usan implantes palatales). A veces solo se requiere el acceso transgingival y la preparación del sitio de implante mínimamente invasiva dirigida a preservar la vitalidad del hueso adyacente al implante.

(Zampetti P. , 2004) Los implantes para colocar verticalmente o en ángulo en el proceso alveolar, la cresta zigomática alveolar la espina nasal anterior, el triángulo retromolar mandibular o la sínfisis mandibular son generalmente implantes de tornillo autoperforantes o autoenroscables con un diámetro reducido (1,8 a 2 mm) y con longitudes que permiten el anclaje intraóseo a una profundidad de 5 a 14 mm. Al igual que con los implantes palatales, son principalmente implantes de una sola pieza y su sección para el anclaje ortodóntico está expuesta principalmente transmucosalmente a la cavidad oral. La osteointegración no es un objetivo de estos implantes. Pueden cargarse inmediatamente después de haber alcanzado la estabilidad primaria.

Los implantes ortodóntico están destinados a usarse durante todo el período de tratamiento ortodóntico. Los instrumentos de aplicación especialmente diseñados para el sistema de implantes deben utilizarse para la extracción, siempre que estén contenidos en el instrumental quirúrgico con ese fin. También debe asegurarse que durante la inserción, las estructuras inmediatas adyacentes (por ejemplo, la bóveda palatina ósea, el suelo nasal, las raíces de los dientes adyacentes o el conducto mandibular), que ya debían protegerse durante la colocación del implante, no se dañen durante la exposición y la retirada del implante. (Berten JL, Neukam FW, Wichmann M, Schliephake H , 1994)

Los implantes del sistema miniimplantes normalmente se pueden retirar suavemente simplemente desatornillándolos y usando una osteotomía mínima. Durante la extracción, sin embargo, también debe tenerse en cuenta la proximidad a los dientes adyacentes, ya que su distancia al implante podría haberse reducido fácilmente durante el tratamiento ortodóntico. Si los implantes se dejan sin carga durante un largo período después de la finalización de la carga ortodóntica, resulta en un aumento en la cantidad de espesor óseo necesario para desenroscarlos. (Cousley R , 2005)

Aparte del instrumento, el aparato, el diagnóstico y los requisitos previos espaciales, la colocación de los implantes para el uso ortodóntico asume la habilidad y las habilidades básicas con respecto al procedimiento quirúrgico así como la capacidad de ocuparse de las complicaciones posibles. Por lo tanto, destaca las ventajas del trabajo en equipo interdisciplinario durante la planificación y la implementación de un tratamiento

ortodóntico con implante y, si es necesario, el tratamiento provisional y final de prótesis. (Marcotte M, 1990.)

4.7 Riesgos y posibles complicaciones

(Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM., 2005) Los riesgos y posibles complicaciones que se deben considerar durante la planificación del tratamiento cuando se utiliza anclaje ortodóntico dependen de las características individuales respectivas de la historia médica general y la anatomía, el sitio de implante planificado, así como características inusuales durante el curso del tratamiento. Estos riesgos deben ser explicados a los pacientes y también deben ser informados sobre las condiciones o complicaciones que puedan surgir.

Además de los riesgos del procedimiento quirúrgico de colocación de implantes en el caso de implantes convencionales que se planean utilizar inicialmente para el tratamiento ortodóntico y posteriormente para una restauración protésica permanente, existen riesgos específicos con respecto al sitio de inserción previsto, por ejemplo, en la región mandibular posterior existe la posibilidad general de trastornos de sensibilidad postoperatoria en el área de inervación del nervio alveolar y nervio mental del cuadrante afectado, en el maxilar existe la posibilidad de apertura accidental del suelo del seno maxilar o nasal cavidad que debe ser tomado en consideración con las restricciones postoperatorias quirúrgicamente relacionadas del paciente. Estos incluyen la necesidad de observar las citas de control para el seguimiento, la necesidad de una técnica correcta y la supervisión de la higiene bucal eficaz y también opciones de tratamiento alternativo sin el uso de implantes.

Si se colocan implantes poco antes de completar el crecimiento de la mandíbula, se debe tener en cuenta la suspensión anticipada del crecimiento adicional de la mandíbula, así como las medidas correctivas necesarias que surgen como resultado. Hasta la fecha, en la literatura, existen pocos informes sobre los riesgos y posibles complicaciones durante o después de la inserción de los implantes ortodónticos. (Zampetti P. , 2005)

(Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H , 2006) Otros riesgos relevantes con implantes para el anclaje ortodóncico, además de los riesgos y complicaciones antes mencionados, incluyen la falla del implante e incidentes no deseados como el deterioro del bienestar del paciente: la falla del implante puede interrumpir el curso del tratamiento ortodóncico y su éxito puesto en cuestión; irritación mecánica de la mucosa oral debido a implantes desfavorecidos y superestructura de anclaje puede causar dolor y resultar en falta de cumplimiento por parte del paciente; la colocación incorrecta de los implantes puede hacerlos inutilizables para una aplicación adecuada de la fuerza o resultar en inflamación de la mucosa bucal e infecciones locales y consecuentemente falla del implante; los defectos después de la falla del implante debido a la inflamación pueden en ciertas circunstancias retrasar la colocación renovada del implante o hacerlo imposible; con un posicionamiento incorrecto del implante y un contacto demasiado estrecho entre el implante y el diente adyacente (que ocurre ocasionalmente durante el transcurso del tratamiento del implante) es posible dañar los dientes inmediatamente adyacentes también durante el retiro.

(Zampetti P. , 2005) La evaluación del éxito de los implantes para la aplicación de la fuerza ortodóncica se centra principalmente en la estabilidad y funcionalidad del anclaje durante todo el período de tratamiento dental. Sin embargo, la evaluación también incluye la falta de signos de infección e inflamación, la movilidad, la capacidad de carga inadecuada y el dolor, así como el daño a las raíces adyacentes u otras estructuras adyacentes. En un estudio de revisión se obtuvieron tasas de éxito para los implantes palatales osteointegrados de 85-100% y 75-100% para los implantes no osteointegrados (miniplacas 85-100%, miniimplantes 75-100%).

(Cousley R , 2005) Hasta la fecha, los datos derivados de la literatura sobre fallas de implantes y factores asociados proporcionan poca información. En los estudios de prospección clínica se dieron los índices de tiempo acumulado de implantes después del uso en el proceso alveolar exclusivamente para la aplicación de fuerza ortodóncica durante el tratamiento ortodóncico entre el 86% y el 89% y en estudios retrospectivos entre 85% y 91%. Los implantes colocados palatinamente para la aplicación de la fuerza ortodóncica lograron un tiempo in situ del 90%.

El uso de implantes en la zona de la encía no queratinizada el uso de implantes cortos, así como el exceso (> 10 Ncm) o par de inserción inadecuada (<5 Ncm). La estabilidad primaria después de colocar los implantes también parece ser un factor importante con los implantes ortodóntico y en particular si la intención es cargar los implantes inmediatamente. Ocasionalmente, una posición desfavorable del implante y el daño mecánico crónico asociado a la mucosa pueden hacer necesario retirar el implante.

4.8 Mini Tornillos en ortodoncia

Aunque el principio del anclaje ortodóntico ha sido comprendido implícitamente desde el siglo XVII, (Creekmore TD, Eklund MK., 1983) no parece haber sido claramente articulado hasta 1923 cuando (Ottofy L., 1923) lo definió como “la base contra la cual la fuerza ortodóntica o la reacción de ortodoncia se aplica la fuerza”. Más recientemente, (Daskalogiannakis J. Leipzig, 2000) definió el anclaje como “resistencia al movimiento dentario no deseado”. También puede definirse como la cantidad de movimiento permitido de la unidad reactiva. El uso de esta definición requiere aclarar la unidad reactiva (dientes / dientes que actúan como anclaje durante el movimiento de la unidad activa), así como la unidad activa (diente / dientes moviéndose).

(Ottofy L., 1923) También resumió las categorías de anclaje anteriormente descritas por EH Angle y otras como simples, estacionarias, recíprocas, intraorales, intermaxilares o extraorales. Desde entonces, varios autores destacados han modificado o desarrollado su propia clasificación.

Por ejemplo, (Moyers R., 1973) amplió el sistema de clasificación de Ottofy al delinear claramente las diferentes subcategorías de anclaje extraoral, así como analizar el anclaje simple en subcategorías únicas, compuestas y reforzadas. Más tarde, otros desarrollaron su propia terminología de clasificación. (Gianelly A, Goldman H. , 1971) sugirieron los términos máximo, moderado y mínimo para indicar la medida en que los dientes de las unidades activas y reactivas deben moverse cuando se aplica una fuerza.

(Marcotte M. , 1990) clasificaron el anclaje en tres categorías-A, B y C-dependiendo de cuánto de la unidad de anclaje contribuye al cierre del espacio. (Herman R, Cope J. , 2005) fue más allá para definir la preparación de anclaje, o el levantamiento, e incluso la inclinación distal de los dientes posteriores para utilizar la ventaja mecánica de la clavija de la tienda antes de retraer los dientes anteriores.

Teniendo en cuenta los sistemas de clasificación anteriores, resulta evidente que existe una falta de consenso sobre la terminología para describir el anclaje. Además, no proporcionan pautas claras con las cuales el ortodoncista pueda comunicarse clara y concisamente. Por ejemplo, estos sistemas de clasificación sólo tienen en cuenta las relaciones dentales anteroposteriores y no tienen en cuenta realmente las relaciones verticales o transversales. También sólo explican la extensión anteroposterior de las bases dentales y no explican la distalización de la dentición para crear una relación dental Clase I sin necesidad de extracciones o cirugía.

Además, sólo representan grupos de dientes; No dan cuenta de dientes individuales, ni representan el plano oclusal entero. La razón de este último es más probable porque en el momento en que estos sistemas de clasificación se desarrollaron, la posibilidad de, por ejemplo, intrusión de dientes posteriores para corregir una mordida abierta anterior esquelético sin cirugía era inimaginable. Dado los recientes avances en biología, materiales y tratamiento clínico, este movimiento no es sólo una posibilidad, sino también una realidad; Se hace evidente que se necesita un nuevo sistema de clasificación de anclajes.

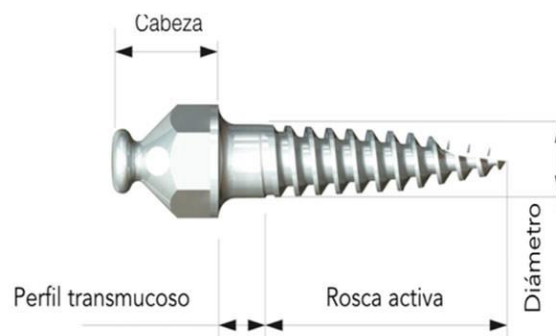


Figura 10. Partes de un mini implante.

- Cabeza: Es la parte que se va a exponer y clínicamente es la zona de acoplamiento de los dispositivos de ortodoncia.

- Perfil Transmucoso: Está entre la porción intraósea y la zona de la cabeza donde se produce el alojamiento de los tejidos blandos circundantes.
- Rosca activa: Es la porción intraosea correspondiente a las roscas

Cabe señalar también que los implantes dentales colocados con el fin último de soportar prótesis, independientemente de que puedan ser utilizados para el anclaje ortodóntico, no se consideran dispositivos de anclaje temporales ya que no se eliminan y descartan después del tratamiento ortodóntico. Es importante destacar que la incorporación de implantes dentales y TAD en el tratamiento ortodóntico hizo posible un anclaje infinito, que se ha definido en términos de implantes como no mostrando movimiento (pérdida de anclaje) como consecuencia de las fuerzas de reacción

(Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. , 1984) La evolución de los dispositivos de anclaje temporales se basó en el desarrollo y mejora de anclajes ortodónticos tradicionales, implantes dentales y métodos de fijación ortognática.

Posteriormente, las modificaciones de estas técnicas se unificaron con los principios biológicos y biomecánicos básicos de la osteointegración en la mecánica ortodóntica que finalmente fue mejorada en base a experiencias con odontología interdisciplinaria.

(Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. , 1984) informaron de la osteointegración exitosa de los implantes en el hueso; Muchos ortodoncistas comenzaron a interesarse en el uso de implantes para el anclaje ortodóntico. Costa y colegas utilizaron tornillos de titanio de 2 mm para el anclaje ortodóntico. Los tornillos se insertaron manualmente con un destornillador directamente a través de la mucosa sin hacer una solapa y se cargaron inmediatamente. De los 16 mini tornillos utilizados durante el ensayo clínico, dos se soltaron y posteriormente se perdieron antes de que el tratamiento terminara.

(Gelgor IE, Buyukyilmaz T, Karaman Al, Dolanmaz D, Kalayci A. , 2004) La estabilidad de un miniimplante en el hueso depende principalmente de su diámetro, y no de su longitud. El diámetro de los mini tornillos disponibles varía entre 1,2 mm y 2,3 mm. En este caso, "diámetro" es el diámetro exterior de las roscas.

Para una estabilización mecánica primaria segura, una cantidad mínima del hueso es necesario alrededor del vástago del miniimplantes. Aunque no hay una respuesta definitiva en cuanto a la cantidad de hueso requerida, parece que entre 0,5 mm y 2 mm es necesario para la estabilización reducir la pérdida prematura. La cantidad de hueso entre las raíces de los dientes, por lo tanto, define el máximo diámetro del tornillo que se puede utilizar en un sitio en particular. En resumen, la distancia total entre las raíces debe ser al menos 1 mm mayor que el diámetro del miniimplantes elegido para proporcionar soporte óseo adecuado.

(Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield J K Jr, Roberts WE, Garetto LP. , 2003) La longitud de los diversos tornillos miniatura en el mercado oscila entre 5 mm y 14 mm. Normalmente, la longitud del tornillo miniatura se refiere solamente al eje o vástago (sección roscada). Como con el diámetro, la selección de la longitud de un miniimplantes depende de la cantidad de hueso disponible. Dependiendo de la región, el espesor total del alveolo está entre 4 mm y 16 mm.

La longitud de un tornillo, es de importancia secundaria cuando se trata de un anclaje seguro, el diámetro es mucho más crítico. Diversas investigaciones han demostrado que el grosor de la cortical desempeña el papel más importante en la estabilidad miniimplantes. Por ejemplo, los análisis FEM han demostrado que la carga ortodóntica típica se aplica sólo en la región del hueso cortical (Kulberg A, Nanda R. , 2005).

(Carano A, Melsen B. , 2005) La colocación exacta de los mini-tornillos debe realizarse con un conocimiento profundo de la anatomía de los tejidos duros, la respuesta quirúrgica y la curación para reducir las complicaciones postoperatorias. Solamente se han reportado en la literatura:

- Infección del sitio de inserción si no se mantiene absolutamente limpio; la infección también se asocia con perforación repetida durante la colocación.
- Inflamación alrededor del implante.
- Generación de calor durante la perforación.
- Rotura del tornillo debido a un aumento de la densidad ósea o un diámetro miniimplantes disminuido.
- Lesión de estructuras anatómicas como nervios, vasos sanguíneos, raíces y senos maxilares.

La mandíbula consiste en:

– **Cuerpo**

El cuerpo de la mandíbula es curvado algo como una herradura y tiene dos superficies y dos fronteras. Desde el exterior, la mandíbula está marcada en la línea media por una cresta débil, que indica la sínfisis o la línea de unión de las dos piezas de las que se compone el hueso en un período temprano de la vida. Esta cresta se divide por debajo y encierra una eminencia triangular, la protuberancia mental, cuya base está deprimida en el centro pero levantada a cada lado para formar el tubérculo mental. A ambos lados de la sínfisis, justo debajo de los dientes incisivos, se encuentra una depresión, la fosa incisiva, que da origen al mentalis y a una pequeña porción de la orbicular. Por debajo del segundo diente premolar, a ambos lados, a medio camino entre los bordes superior e inferior del cuerpo, está el foramen mental, para el paso de los vasos mentales y el nervio. Corriendo hacia atrás y hacia arriba desde cada tubérculo mental hay una cresta débil, la línea oblicua, que es continua con el borde anterior de la rama; proporciona la unión al depresor labio inferior y al depresor ángulo oris; el platysma se adjunta debajo de él. (Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. , 2003).

Desde el interior, la mandíbula parece cóncava. Cerca de la parte inferior de la sínfisis hay un par de espinas situadas lateralmente, denominadas espinas mentales, que dan origen al genio glososo. Inmediatamente debajo de éstos se encuentra un segundo par de espinas, o más frecuentemente una cresta o impresión mediana, para el origen del genio hioideo. En algunos casos las espinas mentales se funden para formar una sola eminencia, en otras están ausentes y su posición se indica meramente por una irregularidad de la superficie. Por encima de las espinas mentales a veces se ve un surco mediano y surco; marcan la línea de unión de las mitades del hueso. Debajo de las espinas mentales, a cada lado de la línea media, hay una depresión ovalada para la unión del vientre anterior del di gástrico. (Zampetti P. , 2005).

– **Fronteras**

El borde superior o alveolar, más ancho detrás que delante, es hueco en cavidades, para la recepción de los dientes; estas cavidades son dieciséis en número, y varían en profundidad y tamaño según los dientes que contienen. Al labio exterior del borde superior, a cada lado, el buccinador se fija tan adelante como el primer diente molar.

El borde inferior es redondeado, más largo que el superior y más grueso delante que detrás; en el punto donde se une el borde inferior de la rama con una ranura poco profunda; para la arteria facial, puede estar presente.

– **La rama**

(Herman R, Cope J. , 2005) la rama de la mandíbula humana tiene cuatro lados, dos superficies, cuatro bordes y dos procesos. En el exterior, la rama es plana y marcada por crestas oblicuas en su parte inferior; da el accesorio a través de casi toda su extensión al masetero. En el interior, la mandíbula presenta alrededor de su centro el agujero mandibular oblicuo, para la entrada de los vasos alveolares inferiores y el nervio. El margen de esta abertura es irregular; presenta frente a una cresta prominente, coronada por una espina afilada, la lingual mandibular , que da unión al ligamento esfeno mandibular ; en su parte inferior y trasera hay una muesca desde la cual el surco milohiideo que corre oblicuamente hacia abajo y hacia delante, y aloja los vasos milohiideo y el nervio.

– **Fronteras**

(Daskalogiannakis J. Leipzig , 2000) El borde inferior del ramo es grueso, recto y continuo con el borde inferior del cuerpo del hueso. En su unión con el borde posterior está el ángulo de la mandíbula, que puede ser invertido o evertido y está marcado por crestas ásperas y oblicuas de cada lado, para la fijación del masetero lateralmente y el Pterigoideo medialmente; el ligamento stilomandibular se une al ángulo entre estos músculos. El borde anterior es delgado por encima, más grueso por debajo y continuo con la línea oblicua. La región donde el borde inferior se encuentra con el borde posterior es el ángulo de la mandíbula, a menudo llamado el ángulo gonial.

El borde posterior es grueso, liso, redondeado y cubierto por la glándula parótida. El borde superior es delgado, y está coronado por dos procesos, el coronoide en frente y el cóndilo detrás, separados por una concavidad profunda, la muesca mandibular.

(Chaves, A; Grageda, E. , 2015) Para pacientes periodontalmente comprometidos se establecieron como posibles zonas seguras aquéllas con hueso interradicular mayor a 3 mm; entre el primer molar y el segundo premolar a los 2, 5, 8 y 11 mm, entre el primer y el segundo premolar a los 8 mm, entre el canino y el lateral a los 5, 8 y 11 mm desde la cresta alveolar (Figura 13).

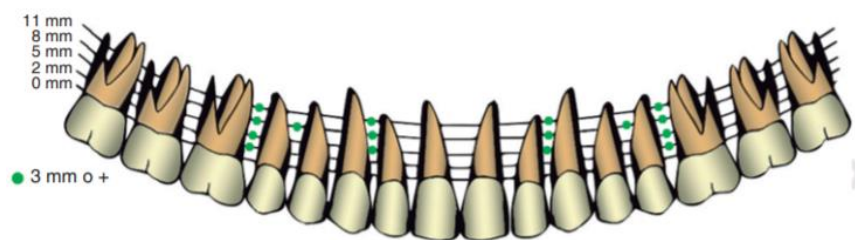


Figura 13. Posibles zonas seguras para la colocación de mini implantes. Fuente: (Chaves, A; Grageda, E. , 2015)

En la arcada maxilar, el área con mayor cantidad de hueso interradicular se encuentra entre el segundo premolar y el primer molar ($5.4 \text{ mm} \pm 0.54$) en la intersección de 11 mm sagital con 5 mm transversal.

El área con menor cantidad de hueso interradicular se encontró entre el central y el lateral ($1.1 \text{ mm} \pm 0.32$) en la intersección de 11 mm sagital con 5 mm transversal (Tabla 1).

Tabla 1. Promedio mínimo y máximo del hueso interradicular en mm. En maxilar

	mm	Error	Plano sagital	Plano transversal	Ubicación
Mayor	5.4	0.54	11 mm	5 mm	Entre segundo el premolar y el primer molar
Menor	1.1	0.32	11 mm	5 mm	Entre el central y el lateral

Fuente: (Chaves, A; Grageda, E. , 2015)

(Chaves, A; Grageda, E. , 2015) A los 2 mm desde la cresta alveolar, la mayor cantidad de hueso interradicular se encuentra en la zona anterior entre el canino y el lateral ($5 \text{ mm} \pm 0.47$) en la intersección con 8 mm en el plano transversal, en posterior se encuentra entre el segundo premolar y el primer molar ($3.9 \text{ mm} \pm 0.34$) en la intersección con 8 mm en el plano transversal.

(Chaves, A; Grageda, E. , 2015) El área de menor cantidad de hueso interradicular en anterior se encuentra entre el central y el lateral ($2.1 \text{ mm} \pm 0.12$) en la intersección con 2 mm en el plano transversal. En la zona posterior, el área con menor cantidad de hueso interradicular se encuentra entre el segundo y el tercer molar ($1.8 \text{ mm} \pm 0.44$) en la intersección con 5 mm en el plano transversal. A los 5 mm desde la cresta alveolar la mayor cantidad de hueso interradicular se encuentra en la zona anterior entre los centrales ($5.3 \text{ mm} \pm 0.32$) en la intersección con 8 mm en el plano transversal, en la zona posterior la mayor cantidad de hueso interradicular se encuentra entre el primer molar y el segundo premolar ($3.8 \text{ mm} \pm 0.46$) en la intersección con 8 mm en el plano transversal.

Además (Chaves, A; Grageda, E. , 2015) indican diferentes variables de área con menor cantidad de hueso interradicular se encuentra en la zona anterior entre el central y el lateral ($2.3 \text{ mm} \pm 0.18$) en la intersección con 5 mm en el plano transversal, en la zona posterior se encuentra entre el segundo y el tercer molar ($1.8 \text{ mm} \pm 0.50$) en la intersección con 5 mm en el plano trasversal. A los 8 mm desde la cresta alveolar, la mayor cantidad de hueso interradicular se encuentra en la zona anterior entre los centrales ($5.3 \text{ mm} \pm 1.61$) en la intersección con 8 mm en el plano transversal, en la zona posterior se encuentra entre el segundo premolar y el primer molar ($5.3 \text{ mm} \pm 0.92$) en la intersección con 8 mm en el plano transversal. En la zona anterior entre el central y el lateral ($2.2 \text{ mm} \pm 0.24$) en la intersección con 5 mm en el plano transversal, en la zona posterior se encuentra entre el segundo y el tercer molar ($1.4 \text{ mm} \pm 0.47$) en la intersección con 2 mm en el plano transversal.

(Chaves, A; Grageda, E. , 2015) A los 11 mm desde la cresta alveolar, la mayor cantidad de hueso interradicular se encuentra en la zona anterior entre los centrales ($4.8 \text{ mm} \pm 0.45$) en la intersección con 5 mm en el plano transversal, en la zona posterior se encuentra entre el segundo premolar y el primer molar ($5.4 \text{ mm} \pm 0.54$) en la

intersección con 5 mm del plano transversal, respectivamente. El área con menor cantidad de hueso interradicular se encuentra en la zona anterior entre el central y el lateral ($1.1 \text{ mm} \pm 0.32$) en la intersección con 5 mm en el plano transversal, en la zona posterior se encuentra entre el primer y el segundo molar ($1.2 \text{ mm} \pm 10.61$) en la intersección con 2 mm en el plano transversal (Tabla 2)

Tabla 2. Promedio, mínimo y máximo de la cantidad de hueso interradicular en milímetro en cada plano sagital.

Sagital			Promedio en mm	Error	Plano transversal	Ubicación
2 mm	Mayor	Anterior	5	0.47	8 mm	Entre el lateral y el canino
		Posterior	3.9	0.34	8 mm	Entre el segundo premolar y el primer molar
	Menor	Anterior	2.1	0.22	2 mm	Entre el central y el lateral
		Posterior	1.8	0.44	5 mm	Entre el segundo y el tercer molar
5 mm	Mayor	Anterior	5.3	0.32	8 mm	Entre los centrales
		Posterior	3.8	0.46	8 mm	Entre el segundo premolar y el primer molar
	Menor	Anterior	2.3	0.18	5 mm	Entre el central y el lateral
		Posterior	1.8	0.50	5 mm	Entre el segundo y el tercer molar
8 mm	Mayor	Anterior	5.3	1.61	8 mm	Entre los centrales
		Posterior	5.3	0.92	8 mm	Entre el segundo premolar y el primer molar
	Menor	Anterior	2.2	0.24	5 mm	Entre el central y el lateral
		Posterior	1.4	0.47	2 mm	Entre el segundo y el tercer molar
11 mm	Mayor	Anterior	4.8	0.45	5 mm	Entre los centrales
		Posterior	5.4	0.54	5 mm	Entre el segundo premolar y el primer molar
	Menor	Anterior	1.1	0.80	2 mm	Entre el central y el lateral
		Posterior	1.2	0.61	2 mm	Entre el primer y el segundo molar

Fuente: (Chaves, A; Grageda, E. , 2015). www.medigraphic.org.mx

4.10 Radiología

De acuerdo con (Herman, G, 2009)

La radiología es una especialidad que utiliza imágenes médicas para diagnosticar y tratar enfermedades que se ven dentro del cuerpo. Para diagnosticar y / o tratar enfermedades se usan una variedad de técnicas de imagen tales como radiografía de rayos X, ultrasonido, tomografía computarizada (CT), medicina nuclear incluyendo tomografía por emisión de positrones (PET) y resonancia magnética (MRI). (p. 36)

De lo anterior se puede comentar que la radiología intervencionista es el desempeño de procedimientos médicos (generalmente mínimamente invasivos) con la orientación de las tecnologías de imagen. La adquisición de imágenes médicas suele ser llevada a cabo por el técnico de radiología.

(Novelline, R.; Squire, L, 1997) ha establecido que en dependencia de la ubicación, el radiólogo de diagnóstico, o informador de radiografías, a continuación, interpreta o "lee" las imágenes y produce un informe de sus hallazgos y la impresión o el diagnóstico. Este informe se transmite al clínico que solicitó la imagen, de forma rutinaria o emergente. Los exámenes de imagen se almacenan digitalmente en el sistema de archivo y comunicación de imágenes (PACS) donde pueden ser vistos por todos los miembros del equipo de salud dentro del mismo sistema de salud y comparados posteriormente con futuros exámenes de imagen.

En correspondencia con lo expresado por (Sutherland, R, and Calum T., 2007) Las radiografías (llamadas originalmente roentgenographs, nombradas después del descubridor de radiografías, Wilhelm Conrad Röntgen) se producen transmitiendo rayos X a través de un paciente.

Los rayos X se proyectan a través del cuerpo sobre un detector; Se forma una imagen basada en qué rayos pasan (y se detectan) frente a los que se absorben o se dispersan en el paciente (y por lo tanto no se detectan). Röntgen descubrió los rayos X el 8 de noviembre de 1895 y recibió el primer Premio Nobel de Física por su descubrimiento en 1901. (p. 41)

De acuerdo con (Gunn, Chris, 2011.) en la radiografía de la pantalla de la película, un tubo de rayos X genera un rayo de rayos X, que está dirigido al paciente. Los rayos X que pasan a través del paciente se filtran a través de un dispositivo llamado rejilla o filtro de rayos X, para reducir la dispersión, y golpear una película no desarrollada, que se mantiene firmemente a una pantalla de fósforos emisores de luz en una luz hermética. La película se desarrolla entonces químicamente y aparece una imagen en la película. La radiografía de la pantalla de la película se está substituyendo por la radiografía de la placa del fósforo pero más recientemente por la radiografía digital (DR) y la proyección de imagen de EOS. En los dos últimos sistemas, los rayos X golpean a los sensores que convierten las señales generadas en información digital, que se transmite y se convierte en una imagen que se muestra en una pantalla de ordenador. En la radiografía digital los sensores forman una placa, pero en el sistema EOS, que es un sistema de exploración de ranuras, un sensor lineal escanea verticalmente al paciente.

(Kaufman, J. A.; Reekers, J. A.; Burnes, J. P.; Al-Kutoubi, A.; Lewis, C. A.; Hardy, B. W.; Kuribayashi, S. . , 2010) comentan La radiografía simple fue la única modalidad de imagen disponible durante los primeros 50 años de radiología. Debido a su disponibilidad, velocidad y costos más bajos en comparación con otras modalidades, la radiografía es a menudo la prueba de primera línea de elección en el diagnóstico radiológico. Además, a pesar de la gran cantidad de datos en las tomografías computarizadas, RM y otras imágenes digitales, existen muchas entidades patológicas en las que el diagnóstico clásico se obtiene mediante radiografías simples. Los ejemplos incluyen varios tipos de artritis y neumonía, tumores óseos (especialmente tumores óseos benignos), fracturas, anomalías esqueléticas congénitas, etc.

Uso diagnóstico de la Radiología en la Ortodoncia

(Ackerman MB., 2007) describe que antes de comenzar el tratamiento ortodóntico es importante tener radiografías de estudio para determinar el estado de la salud dental general del paciente. Un tomógrafo panorámico dental es muy adecuado a este respecto, pero las proyecciones bimolares derecha e izquierda junto con las películas oclusales superior e inferior proporcionan una alternativa adecuada. Las cúspides superiores no erupcionadas pueden localizarse mediante desplazamiento de paralaje o mediante la proyección oclusal del vértice.

La radiografía cefalométrica es un complemento invaluable para el examen clínico y los modelos de la dentición, que en conjunto forman la base para el diagnóstico ortodóncico y la planificación del tratamiento. Sin embargo, el usuario debe ser consciente de los diversos errores que pueden perjudicar la fiabilidad de esta técnica. Se identifican señales cefalométricas y se realizan trazados de la radiografía. Medidas angulares tomadas del trazado permiten que las bases maxilares y mandibulares estén relacionadas entre sí y con la base craneal. Los desarrollos recientes en informática y transferencia de información ofrecen la posibilidad de que en el futuro las radiografías cefalométricas se analizarán con la ayuda de un ordenador en sitios que pueden estar alejados del consultorio dental.

El examen radiográfico intraoral es la columna vertebral de la imagen para el odontólogo general. Se compone de tres categorías: proyecciones periapicales, mordidas y oclusales.

La radiografía periapical proporciona información detallada sobre los dientes y los tejidos circundantes. Se utiliza principalmente para la evaluación de la morfología de la pulpa y del conducto radicular, apoyando el estado del hueso alveolar en la región interdental, la detección de la patología periapical y las fracturas corona / raíz. Es especialmente útil para el tratamiento endodóntico para la evaluación previa de las raíces y la morfología del conducto radicular, calcificaciones, curvaturas, lesiones periapicales, determinación de la longitud de trabajo, calidad y extensión de la obturación del conducto radicular y supervisión de la cicatrización después del tratamiento.

Para este propósito, una técnica especial de radiografía periapical fue desarrollado por Gordon M. Fitzgerald, llamado como paralelo o técnica de cono largo. La película se coloca paralela al eje largo del diente a ser radiografiado y el haz central de rayos X se dirige en ángulo recto a la película ya los dientes. El cono largo del tubo aumenta la distancia entre la fuente y el objeto, dando como resultado un tamaño disminuido de la mancha focal. Esta técnica reduce la distorsión geométrica y también evita la superposición de otras estructuras anatómicas, que pueden sobre la sombra de los dientes.

Para monitorizar la cicatrización de la lesión periapical, la imagen de rayos X necesita ser estandarizada para mantener las mismas angulaciones horizontales y verticales en cada visita de seguimiento. Existen varios dispositivos de sujeción de películas que permiten reproducir la misma angulación y obtener imágenes comparables.

Ahora, para (Nair MK, Nair UP, 2007)

El examen radiográfico extra-oral utilizado en odontología incluye radiografías panorámicas, vista postero-anterior y lateral del cráneo, vista del agua y exámenes cefalométricos postero-anterior y lateral. Las radiografías extraorales ayudan a examinar áreas más amplias de las mandíbulas y el cráneo, monitorear el crecimiento y desarrollo del esqueleto craneofacial, localizar dientes impactados y grandes lesiones patológicas y evaluar la articulación temporomandibular.

La imagen panorámica se ha convertido en una herramienta de diagnóstico popular e importante desde su introducción en la década de 1950. Es una técnica tomográfica especializada utilizada para producir una representación plana de las superficies curvas de las mordazas.

De acuerdo (Taguchi A, Ohtsuka M, Nakamoto T, Naito K, Tsuda H, Kudo Y, Motoyama E, Sui Y, Tanimoto K. , 2007) el principio básico de imagen es el de la tomografía de superficie curvada. Visualiza todo el maxilar, la mandíbula, las articulaciones temporo-mandibulares y las estructuras asociadas en una sola película, es decir, da una vista panorámica o de ave de las mandíbulas (Figura 8D). Se utiliza como radiografía preliminar para evaluar la dentición y el soporte óseo, identificar los dientes impactados, ver la posición de los implantes dentales, etc. También da una evaluación básica del estado óseo de las articulaciones temporo-mandibulares y diagnósticas las fracturas maxilares y mandibulares. Radiografías panorámicas también se están probando como una herramienta rentable para determinar la densidad mineral ósea.

Las radiografías cefalométricas muestran todo el lado de la cabeza y ayudan a evaluar las relaciones espaciales entre las estructuras craneales y dentales. Son de valor en la comparación de los cambios en el crecimiento y el desarrollo de estructuras dentales y esqueléticas antes, durante y después del tratamiento ortodóncico, incluyendo el perfil de tejido blando (con menor exposición a rayos X).

Debido a la complejidad del esqueleto maxilofacial, las imágenes radiográficas 2-D no replican con precisión la anatomía que se está evaluando. Las estructuras anatómicas que rodean a los dientes pueden superponerse causando ruido anatómico o de fondo, lo que dificulta la interpretación de las radiografías periapicales. Las radiografías en 2D muestran una destrucción ósea menos grave de la que realmente está presente. Las radiografías no revelan las relaciones entre los tejidos blandos y los tejidos duros.

Análisis Cefalométrico

De acuerdo con (Broadbent HB., 1931) en 1931, la Ortodoncia consagró la era de la cefalometría, a partir de los trabajos históricos que presentaron a la comunidad ortodóntica, el cefalostato, dispositivo que permite colocar la cabeza del paciente siempre en la misma posición. Con este dispositivo, fue posible obtener las radiografías en serie que proporcionaron estudios más precisos sobre el crecimiento facial humano. (Broadbent HB, 1937). Este año se considera un hito para la Ortodoncia debido a la evolución de la especialidad como ciencia.

A finales de los años 60, comenzó la era de la radiografía cefalométrica computarizada. La evolución tecnológica en el procesamiento de datos permitió el desarrollo de diferentes programas que calculan distancias y ángulos del trazado cefalométrico; Reduciendo el trabajo manual requerido en los estudios y consecuentemente acelerando las investigaciones donde la evaluación cefalométrica es necesaria. (Ricketts RM, 1969)

Con la tomografía computarizada, utilizando softwares específicos, se empezó a considerar la posibilidad de simular radiografías utilizadas en el diagnóstico ortodóntico como panorámica, lateral y frontal cefalométrica; Con la ventaja de tomar sólo un examen.

Para (Motta AT, 2007) El papel de la extracción de imágenes bidimensionales a partir de imágenes tridimensionales se vuelve extremadamente importante en esta transición o cambio de paradigma desde el diagnóstico 2D al 3D, para que el clínico pueda seguir utilizando el mismo análisis cefalométrico, hasta que se establezca las radiografías tridimensionales en la literatura de ortodoncia y convertirse en atractivo para el uso día a día. A primera vista, parece paradójico la reconstrucción de un modelo 3D y el posterior regreso a una imagen 2D, pero esto puede facilitar la introducción progresiva de CBCT a la práctica del ortodoncista y la investigación.

Debido a la evolución tecnológica progresiva para la obtención de imágenes auxiliares en el diagnóstico ortodóncico, el objetivo de los investigadores es instruir al ortodoncista sobre el uso de las últimas técnicas de obtención de imágenes.

Tomografía computarizada

Para (Garib DG, Raymundo Jr. R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN, 2007) La tomografía computarizada es un método de imagenología diagnóstica que utiliza radiación x y permite obtener la reproducción de una sección del cuerpo humano en cualquiera de los tres planos del espacio. Permite la visualización de las estructuras en rodajas, especialmente tejidos mineralizados, con buena definición, permitiendo el diagnóstico de posibles alteraciones, en tres dimensiones.

El tomógrafo computarizado tradicional (CT) (Figura 14), presenta tres componentes principales: 1) el pórtico, que tiene en su interior un tubo de rayos X y un anillo de detectores de radiación, consistía en cristales de centelleo; 2) la mesa, que acomoda al paciente y que, durante el examen, se desplaza hacia el interior del pórtico y 3) el ordenador, que reconstruye la imagen tomográfica a partir de la información obtenida en el pórtico. El técnico o operador de TC sigue el examen a través del ordenador, normalmente ubicado fuera de la sala que aloja el pórtico y la mesa, separados por una pared de vidrio de plomo. (Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP, 2004).



Figura 14. Tomógrafo Digital. Fuente: (Albuquerque, NM,, 2016)

En concordancia con lo comentado por (Garib DG, Raymundo Jr. R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN, 2007), es importante destacar que durante el examen, dentro del pórtico, el tubo de rayos X gira dentro del anillo estacionario de receptores (Figura 15). Las señales recibidas por los detectores dependen de la absorción de los tejidos cruzados por el haz radiográfico y se registran y procesan, matemáticamente, en el ordenador.

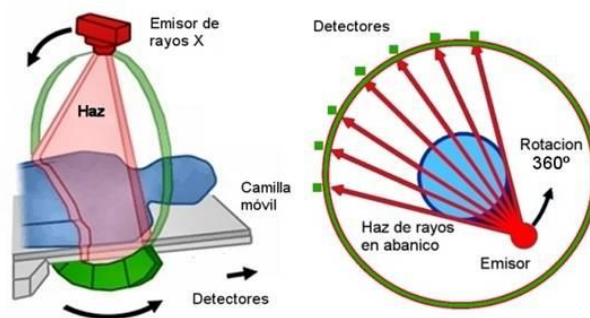


Figura 15. Rayo X en el interior del Tomógrafo Digital. Fuente (Gonzalez, A, 2012)

(Hu H, HD, Foley WD, Fox SH., 2000) comenta que en la primera generación de tomografías médicas, el sistema capturó sólo una rebanada en cada giro del conjunto dentro del pórtico. Los últimos tomógrafos pueden obtener hasta 64 cortes simultáneamente, reduciendo sustancialmente el tiempo de escaneo, además de mejorar la calidad de la imagen y reducir sustancialmente las dosis de radiación, en comparación con sus predecesores.

Por su parte, (Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Hombre Y, Shimizu N, Dougherty H Sr., 2005) Contrario a los tomógrafos tradicionales, que son más grandes y actuales de alto costo de adquisición y mantenimiento, el tomógrafo Cone-Beam tiene un tamaño reducido y puede instalarse en pequeños espacios físicos, además de escanear sólo la cabeza del paciente, satisfaciendo las necesidades de la odontología. Esta tecnología permite la reproducción de imágenes tridimensionales de tejidos mineralizados con distorsión mínima, menor costo y menor dosis de radiación en comparación con la tomografía computarizada tradicional.

4.11 Protocolo Quirúrgico para colocar mini tornillo.

La colocación de un minitornillo depende del diagnóstico inicial, de una buena exploración física de la cavidad bucal, la proximidad de estructuras nobles, factores estéticos. La selección del paciente tendrá en cuenta el estado general, pues, debemos contraindicar el tratamiento en pacientes con enfermedad periodontal descontrolada, enfermedades sistémicas. Se trata de una técnica sencilla, no obstante, el riesgo de perforación es alto si la cantidad de hueso no es suficiente, la inclinación, la proximidad de las raíces no son valoradas correctamente.

La elección del minitornillo es una parte importante del plan de tratamiento. Se hace después de la selección del paciente y antes de la selección del lugar de inserción. En la mandíbula, la cortical vestibular es gruesa por lo que la elección de un minitornillo corto dará una estabilidad primaria necesaria. Asimismo, por lingual, la cortical es fina por lo que se ha de elegir un minitornillo largo. En cambio, en el maxilar, la cortical ósea es igual tanto en palatino como vestibular, utilizaremos un minitornillo largo.

Previamente a la colocación del minitornillo se debe elegir el lugar de inserción del minitornillo, que dependerá del tipo de movimiento que queramos realizar. Es bueno valorar la panorámica y los modelos de estudio para tener una visión general y tridimensional del lugar elegido. En la panorámica, visualizaremos el número, tamaño, forma de las raíces y localización de estructuras vitales. Con una telerradiografía lateral de cráneo podemos visualizar el nervio nasopalatino y ver la morfología y estructura del mentón.

(Seong-Hun K, Yong-Suk C, Eui-Hwan H, Kyu-Rhim C, Yoon-Ah K, Nelson G. , 2007) También se puede utilizar la tomografía computarizada, siendo ésta la más eficaz para insertarlos de la mejor forma posible. Una vez decidido cuál es la mejor zona de inserción, se realiza una radiografía intraoral con guía quirúrgica o una llave de localización. Ésta se realiza con un alambre de ortodoncia y se mantiene en posición gracias a un compositefotopolimerizable. De esta forma sirve de ayuda para evitar dañar estructuras vitales. Se debe evitar la perforación de las raíces o estructuras anatómicas ya comentadas anteriormente. Es importante comentar que si elegimos la zona vestibular, el punto preferible de inserción es la transición entre encía libre y encía adherida para evitar que la mucosa cubra el minitornillo.

Las consideraciones más importantes que se deben de tener al colocar estos minitornillos son:

- Elección de zonas seguras.
- Elección de zonas con buen acceso.
- Elección de zonas donde la cortical sea gruesa, por lo que en niños, al tener una cortical más fina, la estabilidad será menor.
- Colocación de minitornillos con una posición biomecánicamente favorable.
- Evitar dañar gérmenes dentarios en niños.
- Evitar la sutura mediopalatina en niños, pues se puede alterar el crecimiento.

El siguiente paso es la anestesia.

De acuerdo con (Núñez V, Vega M, Bravo F. , 2006) No será necesario intentar anestesiarse los dientes, pues interesan los tejidos blandos. En general, con un anestésico tópico será suficiente. En el caso del paladar, el uso de la jeringa de anestesia con un tope de goma, podrá ejercer la acción de medición para saber la longitud del minitornillo a seleccionar. Por otro lado, la cantidad de anestésico es importante, intentaremos infiltrar poca cantidad en los casos en que no se use tópica.

— Si es autorroscante, se crea una apertura de acceso a la cortical, bien a través de un pequeño colgajo en mucosa (con un bisturí del número 11 ó 15) o bien con acceso transmucoso directo, con una fresa cuyo diámetro dependerá del minitornillo que se vaya a insertar. La velocidad de trabajo será de 500-800 rpm y bajo irrigación con solución salina para evitar el sobrecalentamiento y la necrosis ósea. La profundidad intraósea de esta apertura piloto es de sólo 2-3 mm. Se coloca el tornillo, hasta la profundidad deseada, con un destornillador manual o con uno conectado a un micromotor. Esta técnica tiene como máxima ventaja el hecho de evitar la perforación radicular o disminuir el riesgo.

— Si el tornillo elegido es el autoperforante, no hace falta realizar la apertura de acceso sino que se coloca directamente con un destornillador

manual. Esta posibilidad da al clínico la sensibilidad de las estructuras que va atravesando el tornillo y permite variar la dirección en el caso que el paciente perciba ligera presión sobre los dientes contiguos y evita el daño a las estructuras dentales. Este método está sobretodo aconsejado en los casos en que elegimos un minitornillo con un diámetro mayor de 1,5 mm y cuando no existe un exceso de densidad ósea. La estabilidad primaria se encuentra en relación con esta densidad cuya visualización es difícil de establecer por vía radiográfica. Por lo que debemos controlar que no haya movilidad.

El minitornillo debe colocarse de manera que sólo la cabeza quede visible. El ángulo de inserción es un factor a tener en cuenta. Puede insertarse de forma perpendicular o con una variación entre 10-20° en la mandíbula y entre 30 y 40° en el maxilar para evitar las raíces dentales. La inserción perpendicular altera la estabilidad del minitornillo a largo plazo.

Una vez finalizada la inserción se realiza una radiografía intraoral para comprobar que todo el proceso se ha llevado a cabo de forma correcta y se prescribe gel de clorhexidina al 0,12%. No suelen ser necesarios ni los antibióticos ni los analgésicos (Laciana de Palacio C, del Río Highsmith J. , 2006).

CAPITULO TERCERO
MARCO METODOLÓGICO

5.0 METODOLOGIA GENERAL

Este capítulo denominado *Metodología General*, describe toda la metodología utilizada para realizar la investigación, se plantean la hipótesis, variables, fuentes de información, población y muestra. Estas partes de la metodología son importantes para el rumbo de la investigación, además, se incluye lo relativo a las técnicas e instrumentos de recolección de datos de manera de realizar el análisis estadístico y método estadístico para la búsqueda de los resultados, tomando en cuenta que es un estudio experimental, permitiendo estudiar las variables.

5.1. OPERACIONALIDAD DE LAS VARIABLES

Las diferentes variables que presenta el estudio serán medidas en contexto cualitativo y cuantitativo, siendo las siguientes:

Definición Conceptual

- **Minimplantes:** son pequeños implantes roscados de una aleación de titanio biocompatible, que se colocan en el hueso con un procedimiento mínimamente invasivo.
- **Maxilar:** es el hueso más grande de todos los huesos faciales y forma parte principal de la zona media de la cara.
- **Mandíbula:** es un hueso plano par, central y simétrico, en forma de herradura, situado en la parte inferior y anterior de la cara.
- **Número de veces de inserción:** consistirá en el número de veces que será reinsertado un mismo minimplante (4 veces).
- **Punta del Minitornillo:** extremo del minitornillo.
- **Roscas:** son las espiras que posee un minitornillo.

Definiciones Operacionales

Las variables del estudio fueron medidas de la siguiente manera:

- **Minimplantes:** 10 minimplantes divididos en 5 minimplantes de la marca 3M de 8 mm de largo y 2 mm de ancho y 5 minimplantes de la marca Bioray de 8 mm de largo y 2 mm de ancho.
- **Maxilar: de cerdo,** debido a su semejanza con el ser humano.
- **Mandíbula:** de cerdo, debido a su semejanza con el ser humano.
- **Número de inserciones:** 4 veces.
- Filo de la punta del minimplante.
- Filo de las dos primeras roscas.

Todos estos datos se obtuvieron mediante el experimento realizado insertando 1 minimplante de cada marca una vez, 1 minimplante de cada marca dos veces, 1 minimplante de cada marca tres veces y 1 minimplante de cada marca cuatro veces, en la maxila y mandíbula de cerdo, teniendo como grupo control de las características iniciales 1 minimplante de cada marca.

5.2. TECNICA E INSTRUMENTOS

El uso de técnicas e instrumentos precisos en la recolección de los datos permitió cuantificar y posteriormente analizar el origen de la información. Estas técnicas se estructuraron y diseñaron para el logro de esta investigación y permitieron la recolección de información tipo cuantitativa y cualitativa. La elección de técnicas e instrumentos fue confiable y válida.

5.2.1 Técnica de Investigación

La investigación se realizara en el laboratorio de Smith Sonian en el corregimiento de Ancón, Distrito de Panamá, Provincia de Panamá, República de Panamá.

Se hará una investigación documentada, recolectando la información a través de microtornillos y analizados en el microscopio electrónico de barrido

Para ser parte del estudio, microtornillos seleccionados deberán cumplir con los siguientes criterios de inclusión:

- Los Microtornillos deben ser nuevos de las 3 marcas comerciales que se utilizan en la Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá.
- Los Microtornillos deben tener las mismas dimensiones para su uso.

Se describe a continuación el método como se llevará a cabo la recolección de los datos en el estudio, para observar la superficie de desgaste de los microtornillos luego de su reimplantación.

Una vez obtenido los microtornillos se procederá a colocarlos en la maxila y mandíbula de cerdo en un máximo de 4 implantaciones por cada microtornillo utilizado, el cual se esterilizará por cada implantación que se realice y posterior se evaluará con una tabla numérica el grado de desgaste de la rosca inmediatamente se retire del hueso en cada implantación para ser analizado con el microscopio electrónico de barrido.

Se observarán 6 microtornillos por día para evadir el cansancio ocular.

Tipo de Investigación

Esta investigación se enmarca dentro del tipo experimental, correlacionar, en el cual se estudian variables en una muestra de Microtornillos en la Facultad de Odontología de la Universidad de Panamá.

Experimental: Se considera experimental ya que tiene como propósito estudiar posibles relaciones, causas y efectos mediante la exposición de uno o más grupos experimentales. Se realiza mediante la manipulación de una variable experimental no

comprobada, en condiciones rigurosamente controladas, con la finalidad de explicar de qué modo o causa, se produce una situación o acontecimiento específico

Se pretende recoger información de manera independiente, para plantear posibles relaciones entre variables e indicar como se correlacionan, mostrando con precisión las superficies de desgaste de los microtornillos que son objeto de estudio. Este tipo de investigación es la base cognoscitiva para el desarrollo de otros estudios descriptivos y sugiere asociación de variables para estudios analíticos.

5.2.2. Instrumentos de Investigación

Se revisarán los microtornillos para el estudio y se procederá a excluir todo aquel que no cumpla los criterios de inclusión.

A través de una hoja de cálculo de Excel (Microsoft, Seattle, Washington, EE.UU.), se crearán hojas de cálculo para cada microtornillo y su número de implantación en el hueso de cerdo en donde se registrará cambios en la superficie del microtornillo por medio del MEB.

Mediante esta hoja de cálculo podremos realizar a través del programa Epi-Info los análisis estadísticos que nos proporcionen el promedio, frecuencia y media de la superficie del microtornillo.

METODOLOGIA DE LA INVESTIGACIÓN

A continuación se procederá a describir la metodología que se utilizara para el desarrollo de la propuesta de investigación:

5.3. OPERACIONALIZACION

La metodología se divide en cuatro puntos. El primer punto se refiere a la familiarización del tema y la descripción de cómo se recolecto la información.

El segundo punto trata de la técnica, tipo e instrumento de investigación, con la que se describe como se llevara a cabo el proceso del estudio así como el uso de los instrumentos para realizar el mismo.

El tercer punto presenta la población de estudio y la manera como se elegirá la muestra.

Para finalizar, el cuarto punto describe la forma en que se realizará la recolección y el análisis de los datos en la presente investigación.

5.3.1. Etapa 1: Familiarización con el tema.

Para conocer el proceso de implantación de los minitornillos se converso con expertos Ortodoncista quienes explicaron el proceso. Posteriormente se procedió a la lectura de libros y artículos para estar al tanto de cómo se han manejado las investigaciones similares.

5.3.2. Etapa 2: Revisión detallada de la literatura relacionada.

Para la búsqueda de información en el desarrollo de la investigación se ha revisado las literaturas provenientes de artículos de ortodoncia y libros relacionados con el tema.

Además se han utilizado buscadores de internet como Google Académico, Pub Med, y la Plataforma ABC en la biblioteca virtual del sistema de biblioteca de la Universidad de Panamá.

5.3.3. Etapa 3: Población y Muestra

El Universo de estudio corresponde a minitornillos que se utilizan en la Maestría de Ortodoncia de la Universidad de Panamá Facultad de Odontología, los cuales serán implantados en mandíbulas de cerdo adulto, debido a su similitud con el hueso humano, hasta un término de 4 implantaciones tanto en maxila como en mandíbula.

5.3.4. Etapa 4: Recolección y Análisis de datos

El análisis se ejecutara sobre los la rosca de los minitornillos en los que se evaluará la superficie de desgaste que presenten los mismos luego de ser reimplantados hasta 4 veces en la maxila y mandíbula de cerdo.

El análisis de los datos se llevará a cabo con el programa de Epi-Info para determinar la relación entre las roscas del minitornillo al ser reimplantado hasta 4 veces en la maxila y la mandíbula de cerdo, evaluando en cada implantación el grado de desgaste que sufre el minitornillo.

En esta investigación se realizará una estadística descriptiva de todas las variables, utilizando la media aritmética, desviación estándar y porcentajes; y una estadística analítica, para comparar variables cuantitativas, se calculará el coeficiente de correlación. Para la comparación de variables cualitativas se empleará el chi-cuadrado. Se tendrá como consideración un nivel mínimo de significancia, un valor de $P < 0.05$.

Los datos recolectados serán procesados en el programa Epi-Info para su análisis.

5.4. VARIABLES DE INVESTIGACION

La variable es una propiedad que se puede modificar y cuya variación es susceptible de medirse u observarse. Esta es aplicable a un grupo de personas y objetos, los cuales adquieren diversos valores o manifestaciones respecto a la variable. Las variables adquieren valor para la investigación científica cuando llegan a relacionarse con otras.

Variables independientes:

La variable independiente es el factor que es observado y medido, para determinar el efecto en las variables dependiente

- Minimplantes
- Maxilar
- Mandíbula
- Número de veces de inserción

Variable dependiente

Son aquellas características o propiedades que se supone son la causa del fenómeno estudiado. En investigación se denomina variable dependiente aquella que es manipulada por el investigador, con el objeto de estudiar como incide sobre la expresión de la variable independiente.

- Filo de las puntas de los minimplantes.
- Filo de las dos primeras roscas de los minimplantes.

5.5 HIPOTESIS

Esta investigación se propone comparar la siguiente hipótesis

HIPOTESIS DE LA INVESTIGACION

H1. Hay desgaste en las dos primeras roscas de los minitornillos al utilizarlos 2 o más veces en boca.

H0. No hay desgaste en las dos primeras roscas de los minitornillos al utilizarlos 2 o más veces en boca.

5.6. FUENTE DE INFORMACION, POBLACION Y MUESTRA

Para dar respuesta a las preguntas de investigación se consultaron fuentes de la siguiente manera:

5.6.1 Fuentes de Información

La principal fuente de información proviene del análisis realizado a la estructura del filo de la punta de las dos primeras roscas de los minitornillos de 3M y Bioray, luego de la inserción realizada en la maxila y la mandíbula de cerdo.

La información secundaria, para confeccionar el primer y el segundo capítulo de este trabajo de investigación, se obtuvo de diferentes bibliografías de libros de ortodoncia y anatomía, así como también fueron de gran ayuda los artículos seleccionados de las revistas científicas con referencia al tema estudiado.

5.6.2. Población y muestra

La población de donde se obtuvo la muestra para este estudio fueron 10 minitornillos, 5 de marca 3M y 5 de marca Bioray de 8 mm de largo y 2 mm de ancho en ambas marcas.

5.6.2.1 Criterios de inclusión

- Minitornillos de 8 mm de longitud y 2 mm de ancho.
- Minitornillos de la marca 3M y Bioray.
- Minitornillos sin utilización previa.
- Cabeza de cerdo.

5.6.2.2. Criterios de exclusión

- Minitornillos de otra longitud y ancho.
- Minitornillos de otra marca comercial.
- Minitornillos previamente utilizados.
- Cabeza que no fuese de cerdo.

5.7. TÉCNICA DE RECOLECCION DE DATOS

Se utilizó 2 muestras de 5 (cinco) minitornillos de 8mm de largo por 2 mm de ancho de las marcas 3M y Bioray, los cuales se encuentran en buen estado y sin utilización previa.

Las muestras se clasificaron en 5 grupos:

- Grupo control: dos (2) minitornillos sin inserción.
- Grupo 1 inserción: dos (2) minitornillos, de los cuales cada uno se inserto una sola vez en la mandíbula de cerdo.
- Grupo 2 inserciones: dos (2) minitornillos, de los cuales cada uno se inserto dos veces en la mandíbula de cerdo.
- Grupo 3 inserciones: dos (2) minitornillos, de los cuales cada uno se inserto 3 veces en la mandíbula de cerdo.
- Grupo 4 inserciones: dos (2) minitornillos, de los cuales cada uno se inserto 4 veces en la mandíbula de cerdo.

La muestra fue registrada y analizada por el microscopio electrónico de barrido (marca Zeiss, Evo, 40 uvp), el cual fue el encargado de analizar los resultados. La muestra fue digitalizada en el visor de la computadora con el formato TIFF. La magnificación de imagen utilizada en todo el estudio fue de 50x y 65x.

- Se organizaron los minitornillos por los grupos nombrados anteriormente: Grupo control, grupo 1 inserción, grupo 2 inserciones, grupo 3 inserciones y grupo 4 inserciones.
- Se ubicó la cabeza de cerdo en un área previamente limpiada sobre campos desechables.
- Se procedió a la inserción de los minitornillos del grupo 1, en donde se tomó el primer minitornillo de la marca 3M y posterior el de la marca Bioray y se inserto 1 sola vez en la mandíbula de cerdo.
- Se procedió a la inserción de los minitornillos del grupo 2, en donde se tomó el segundo minitornillo de la marca 3M y posterior de la marca Bioray, y se insertaron 2 veces en la mandíbula de cerdo.
- Se procedió a la inserción de los minitornillos del grupo 3, en donde se tomó el segundo minitornillo de la marca 3M y posterior de la marca Bioray, y se insertaron 3 veces en la mandíbula de cerdo.
- Se procedió a la inserción de los minitornillos del grupo 4, en donde se tomó el segundo minitornillo de la marca 3M y posterior de la marca Bioray, y se insertaron 4 veces en la mandíbula de cerdo.
- Todas las inserciones se realizaron en sitios distintos de la mandíbula de cerdo para no tener sesgos de menor fricción del hueso en sitios ya utilizados.
- Posterior a las inserciones se colocaron en minitubos con solución de alcohol para luego colocarlos en aparato ultrasónico por 10 min., y posterior análisis.
- Por último, se realizó la observación por medio del microscopio electrónico de barrido marca Zeiss, modelo Evo 40 vp, en donde se observaron las muestras directamente, sin procedimientos, colocándolas en la cámara del espécimen a presiones variables y observadas mediante colectas de los electrones retro

dispersos emitidos por la muestra. La magnificación a la cual fueron evaluados los resultados de la muestra fue de 50x y 65x. Todo esto con la finalidad de evaluar y valorar el filo en la punta y en las dos primeras roscas de los minitornillos, anotándolo en el instrumento de recolección bajo los criterios establecidos.

- Finalmente se compararon los diferentes grupos de inserciones a través de la observación visual, se realizaron las comparaciones y se obtuvieron los resultados correspondientes expuestos en el próximo capítulo.

5.8. INSTRUMENTO DE MEDICION

Los instrumentos utilizados en esta investigación para la recolección de datos fueron los siguientes:

Nº Minitornillo	Nº de Inserciones	Desgaste de Punta	Desgaste de 2 Primeras Roscas
1.			
2			
3			
4			
5.			

Cada minitornillo será colocado en la tabla según la puntuación que reciba, de acuerdo a los criterios de desgaste de la punta y de las dos primeras roscas, luego de la observación bajo el microscopio de barrido.

Criterios de desgaste de la punta

Estos criterios son utilizados para medir el nivel o grado de desgaste del filo que presenta la punta luego de varias inserciones.

0. Sin daños aparentes en la superficie, ni escoriación, grietas, laceraciones, corrosión.
1. (leve): sin grietas, ligeros desprendimientos del material de punta.
2. (moderado): con presencia de grietas e inicio de proceso de corrosión.
3. (severo): deformación física o pérdida de la punta y proceso de corrosión avanzado.

Criterios de desgaste de la rosca

Estos criterios son utilizados para medir el nivel o grado de desgaste del filo que presentan las dos primeras roscas luego de varias inserciones.

0. Sin daños aparentes en la superficie, ni escoriación, grietas, laceraciones, corrosión.
1. (leve): ligeras irregularidades.
2. (moderado): inicio de corrosión generalizada y descamación del filo de la rosca.
3. (severo): pérdida de material de la punta, proceso de corrosión avanzado, descamación del material del filo de las roscas.

Validez de los instrumentos

La validez de esta investigación es proporcionada tanto por el personal calificado como por los instrumentos computarizados.

El juicio de expertos en ortodoncia, metodología y estadística proporcionaron todos los agregados necesarios para corroborar y garantizar un resultado confiable en todas las etapas de la realización de este trabajo, desde la formulación del problema hasta el análisis de resultados. Además, contamos con el uso de un microscopio electrónico de

barrido, un instrumento que está ampliamente validado en el área de la investigación a nivel mundial.

5.9. ANALISIS DE LA MUESTRA

Una vez recolectada la información primaria se procesaron los datos mediante el uso de software Microsoft Power Point 2014, en donde se analizó de manera visual.

Las muestras fueron organizadas por números de inserciones y se procedió a describir las características de la punta y de las dos primeras roscas de los minitornillos.

Luego de valoradas las características de los minitornillos en sus diferentes inserciones, se procedió a tabular los resultados, identificando el nivel del criterio de desgaste de la punta y de las dos primeras roscas, para así poder establecer conclusiones de cada inserción.

PROCEDIMIENTOS

Primera etapa: diseño de la investigación.

La primera parte de esta investigación surge por una inquietud sobre las veces que podría ser reinsertado un minitornillo en un mismo paciente, ya que en muchas oportunidades, por motivos biomecánicos o fracaso del lugar de inserción, se ve la necesidad de removerlo y ubicarlo en otro sitio, sin conocimiento de si la estructura del mismo es apta para seguir soportando las fuerzas ortodóncicas. Es por eso que surge la necesidad de comprobar científicamente, con evidencias basadas en resultados tangibles, los efectos en los minitornillos tras varias inserciones y además de comparar cual de los minitornillos utilizados en la Universidad de Panamá, Facultad de Odontología Maestría de Ortodoncia posee mayor resistencia y durabilidad al momento de la reinsertación.

Segunda etapa: trabajo de campo.

La información de este estudio comenzó con la obtención de diez (10) minitornillos, cinco (5) de la marca 3M y cinco (5) de la marca Bioray, de 8mm de largo y 2 mm de ancho. Luego se procedió a la inserción, en donde primero se insertaron los

de la marca 3M en una (1) inserción en la mandíbula de cerdo y luego el de la marca Bioray de igual manera. En segundo paso se inserta el segundo juego de minitornillos de la marca 3M primero y luego de la marca Bioray en la mandíbula de cerdo dos (2) veces cada una, igual se realizó el mismo procedimiento con los minitornillos de tres (3) y cuatro (4) reinserciones. Posteriormente a las inserciones se colocaron las muestras en solución de alcohol para limpieza de materia orgánica y se colocaron en un ultrasónico por 10 minutos y se procedió a analizar las muestras en el Smithsonian utilizando el microscopio electrónico de barrido marca Zeiss, modelo Evo 40vp, para valorarlos según los criterios de desgastes de la punta y de las dos primeras roscas.

Tercera etapa: sistematización e interpretación de los datos.

Los valores de las variables del estudio se introdujeron al programa Microsoft office Power Point 2014 y se procedió a analizar e interpretar de manera visual.

Cuarta etapa: elaboración de informe.

Este documento cuenta con una organización por capítulos, que agrupa en su capítulo primero el problema general, objetivos generales y específicos, la justificación de este estudio y las limitaciones.

En el capítulo segundo, en el Marco Teórico se hace una revisión bibliográfica del tema, ayudándonos con texto de ortodoncia y revistas electrónicas.

El capítulo tercero, denominado Metodología, describe toda la metodología utilizada para realizar la investigación. En este capítulo se plantean la hipótesis, fuentes de información, población y la muestra. Además, se incluye lo relativo a las técnicas e instrumentos de recolección de datos y la manera de realizar el análisis de la muestra.

El capítulo cuarto, titulado Análisis de Resultados, trata de la recolección y el procedimiento de los datos generados en la investigación agrupándolos en tablas, a los cuales, se les aplica posteriormente el análisis y discusión final de la investigación.

Por último, se presenta el capítulo quinto titulado conclusiones. En este se procedió a la elaboración de las conclusiones y recomendaciones de la presente investigación, luego la bibliografía y anexos.

CAPITULO IV

ANALISIS Y DISCUSION DE LOS RESULTADOS

6.0. ANALISIS Y DISCUSION DE LOS DATOS

6.1. Población y muestra

La población a evaluar son 10 minitornillos: 5 de la marca 3M y 5 de la marca Bio-Ray usados en la Maestría de Ortodoncia de UP.

6.2. Presentación de los resultados

MINITORNILLOS DE MARCA 3M 8 mm DE LARGO Y 2 mm DE ANCHO

N° Minitornillo	N° de Inserciones	Desgaste de Punta	Desgaste de 2 Primeras Roscas
1. Grupo Control	0	0	0
2. Grupo 1 inserción	1	1	2
3. Grupo 2 inserciones	2	2	2
4. Grupo 3 inserciones	3	3	3
5. Grupo de 4 inserciones	4	3	3

MINITORNILLOS DE MARCA Bio-Ray DE 8 mm DE LARGO Y 2 mm DE ANCHO

Nº Minitornillo	Nº de Inserciones	Desgaste de Punta	Desgaste de 2 Primeras Roscas
1. Grupo Control	0	0	0
2. Grupo 1 inserción	1	1	1
3. Grupo 2 inserciones	2	2	1
4. Grupo 3 inserciones	3	3	1
5. Grupo de 4 inserciones	4	3	2

6.3. Resultados estadísticos.

En el estudio de los MINITORNILLOS DE MARCA 3M 8 mm DE LARGO Y 2 mm DE ANCHO y MINITORNILLOS DE MARCA Bio-Ray DE 8 mm DE LARGO Y 2 mm DE ANCHO y las inserciones desde 0 hasta 4 en cada grupo, y teniendo la variable respuestas desgaste de punta y desgaste de 2 primeras Roscas en las categorías ordinal siguientes:

0. Sin daños aparentes en la superficie, ni escoriación, grietas, laceraciones, corrosión.
1. (leve): sin grietas, ligeros desprendimientos del material de punta.
2. (moderado): con presencia de grietas e inicio de proceso de corrosión.
3. (severo): deformación física o pérdida de la punta y proceso de corrosión avanzado.

Se encontraron las siguientes estadísticas descriptivas.

Tabla 3. Estadísticas descriptivas del desgaste de punta en los grupos de tornillos marcas 3M y BioRay.

Marca	Desgaste de punta		
	N	Media	Desviación típica
MARCA 3M	5	1,800	1,304
MARCA Bio-Ray	5	1,800	1,304

Fuente: Datos del investigador

Como se observa en la tabla 3 el desgaste promedio se puede valorar como moderado para ambos grupos y no hubo diferencia estadística entre ambos grupos como lo muestra la gráfica 1 y la prueba de comparación de medias para muestras independiente Prueba U de Mann - Whitney

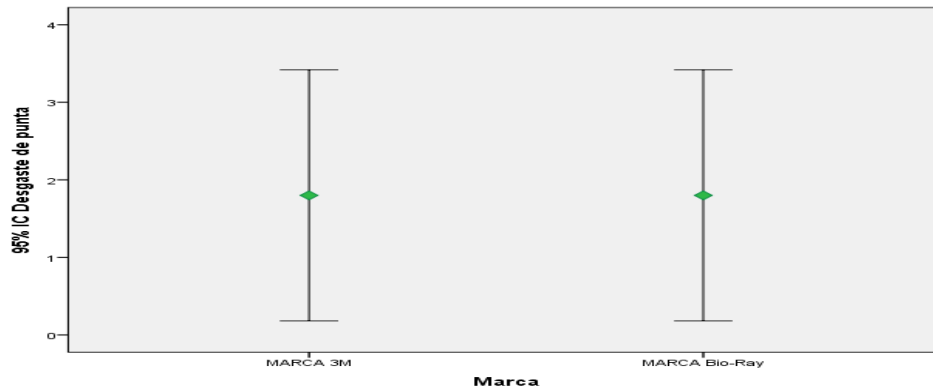
Según Maria P. Y cols. WS; 2014 El diseño de la rosca puede variar en intensidad, profundidad y forma. Estas características pueden influir en la resistencia. Una forma de rosca invertida posee una mayor estabilidad y resistencia a la retirada en comparación con los mini - implantes con roscas redondeadas y trapezoidales.

Esto nos demuestra y coincide con nuestros resultados de que el desgaste de la punta en una vuelta de uso no presentara mayor desgaste debido a la forma de fabricación de los minitornillos.

(ESCOBAR, D. H., & PAYVA, D. P. S. 2004), menciona sobre la composición de los minitornillos de titanio vs los de acero siendo los primeros mas elásticos y con propiedades anticorrosivas previendo de resistencia a los mismos, por lo cual al igual que en nuestro experimento nos arroja resultados de poco desgaste y corrosión de los

minitornillos de titanio y de los de acero por lo que los hace útiles para re inserción de los mismos ya que son biocompatibles como se menciona en este estudio.

Gráfica 1. Comparación del promedio de desgaste de punta en las dos marcas de mini tornillos.



Hipótesis

Ho: El desgaste de punta es igual en ambas marcas de tornillos

Ha: El desgaste de punta es diferente en ambas marcas de tornillos

Nivel de significancia: Alfa =5%

Estadístico de Prueba

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de Desgaste de Punta es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	1 ¹	Retener la hipótesis nula.

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significancia exacta para esta prueba.

Decisión: a un nivel de significancia del 5% decidimos aceptar la hipótesis nula y concluir que no hubo diferencia en el nivel de desgaste de punta en las dos marcas de mini tornillos.

A continuación procedemos a comparar el desgaste 2 **Primeras Roscas** como lo muestra la tabla 2 y la gráfica 2.

Tabla 4. Estadísticas descriptivas del desgaste 2 **Primeras Roscas** en los grupos de tornillos marcas 3M y BioRay.

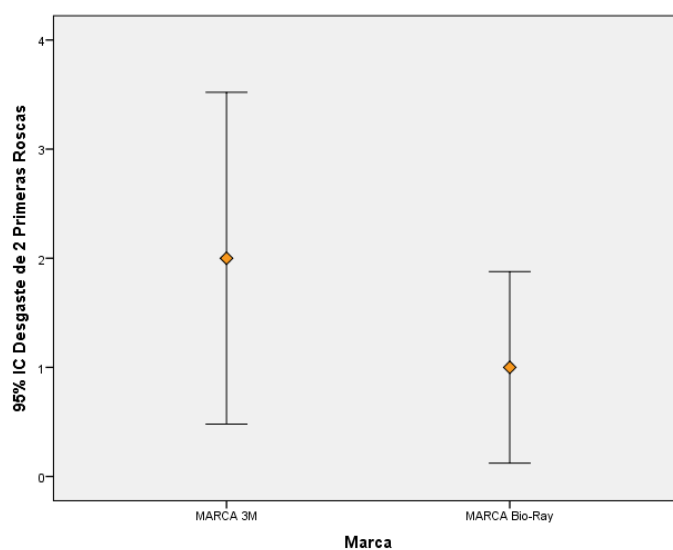
Marca	Desgaste 2 Primeras		
	N	Media	Desviación típica
MARCA 3M	5	2,000	1,225
MARCA Bio-Ray	5	1,000	0,707

Fuente: Datos del investigador

En el caso del desgaste 2 primeras roscas vemos que la marca 3M tiene un desgaste promedio de moderado mientras que la marca Bio-Ray de leve como lo muestra la gráfica 2.

Este resultado es comparable a lo planteado por Maria P. Y cols. WS; 2014., la cual muestra una comparación de minitornillos de Titanio Ti-6Al-4V vs ASTM inoxidable en donde indica que los de ASTM inoxidables son más resistentes que los de Ti-6Al-4V debido a su composición y presenta mayor adaptación y menos fracasos en su inserción.

Gráfica 2. Comparación del promedio de desgaste de 2 primeras roscas en las dos marcas de mini tornillos.



Al igual que el desgaste de punta se procedió a probar la hipótesis de diferencia en el desgaste.

Hipótesis

Ho: El desgaste de 2 primeras roscas es igual en ambas marcas de tornillos

Ha: El desgaste de 2 primeras roscas es diferente en ambas marcas de tornillos

Nivel de significancia: Alfa =5%

Estadístico de Prueba

Decisión: Como lo muestra la prueba de comparación para muestras independientes de

	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de Desgaste de 2 Primeras Roscas es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0,1508 ¹	Retener la hipótesis nula.

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

¹Se muestra la significancia exacta para esta prueba.

Mann-Whitney no hay diferencia en el desgaste de 2 primeras roscas.

Como no hay diferencia entre las marcas de tornillos se procedió a comparar las inserciones hechas desde el grupo control hasta la 4 inserciones.

Tabla 5. Estadísticas descriptivas del desgaste de punta en los grupos de tornillos marcas 3M y BioRay, según inserción

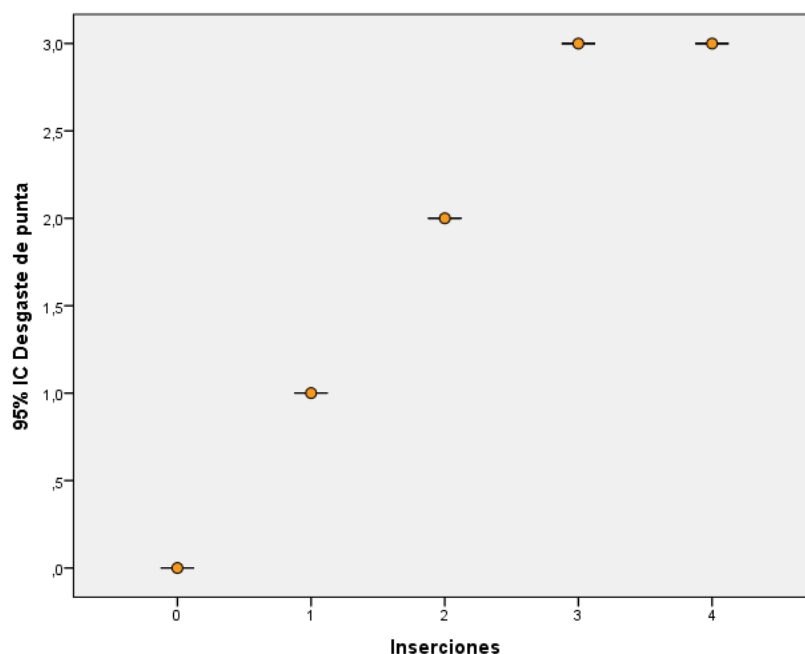
Grupo	Desgaste de punta		
	n	Media	Desviación típica
Control	2	0,0	0,0
1 inserción	2	1,0	0,0
2 inserciones	2	2,0	0,0
3 inserciones	2	3,0	0,0
4 inserciones	2	3,0	0,0

Fuente: Datos del investigador

Cabe destacar que no hubo variabilidad en ningunas de las inserciones hechas y que a medida que se aumentaba el número de inserciones el grado de desgaste era mayor así con cero inserciones el desgaste era sin daños, mientras que cuando alcanzamos las 3 ó 4 inserciones ya el desgaste es severo como lo muestra la gráfica 3.

Este resultado concuerda con Sally De la Rosa Rubalcava (2016), la cual en su estudio indica que después de segunda y tercera rosca contando el cuello hacia la punta se aprecia ligeras abolladuras en el filo de las roscas luego de reimplantarse en hueso.

Gráfica 3. Comparación del promedio de desgaste de punta en las dos marcas de mini tornillos, según números de inserción.



Hipótesis

Ho: El desgaste de punta es igual en ambas marcas de tornillos, según número de inserción

Ha: El desgaste de punta es diferente en ambas marcas de tornillos, según número de inserción.

Nivel de significancia: Alfa =5%

Estadístico de Prueba.

Estadísticos de contraste^{a,b}

	Desgaste de Punta
Chi-cuadrado	9,000
Gl	4
Sig. asintót.	,061

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: Inserciones

Decisión: como el valor de sig. Asintótica es mayor al nivel de significancia fijado en 5% decidimos aceptar la hipótesis nula y concluir que no existe diferencia en el grado de desgaste de punta de acuerdo al número de inserciones realizadas.

Finalmente se compara el desgaste de 2 primeras roscas como a continuación lo presenta la tabla 6.

Tabla 6. Estadísticas descriptivas del desgaste 2 **Primeras Roscas** en los grupos de tornillos marcas 3M y BioRay, según número de inserciones.

Grupo	Desgaste de 2 Primeras Roscas		
	n	Media	Desviación típica
Control	2	0,00	0,00
1 inserción	2	1,50	0,71
2 inserciones	2	1,50	0,71
3 inserciones	2	2,00	1,41
4 inserciones	2	2,50	0,71

Fuente: Datos del investigador

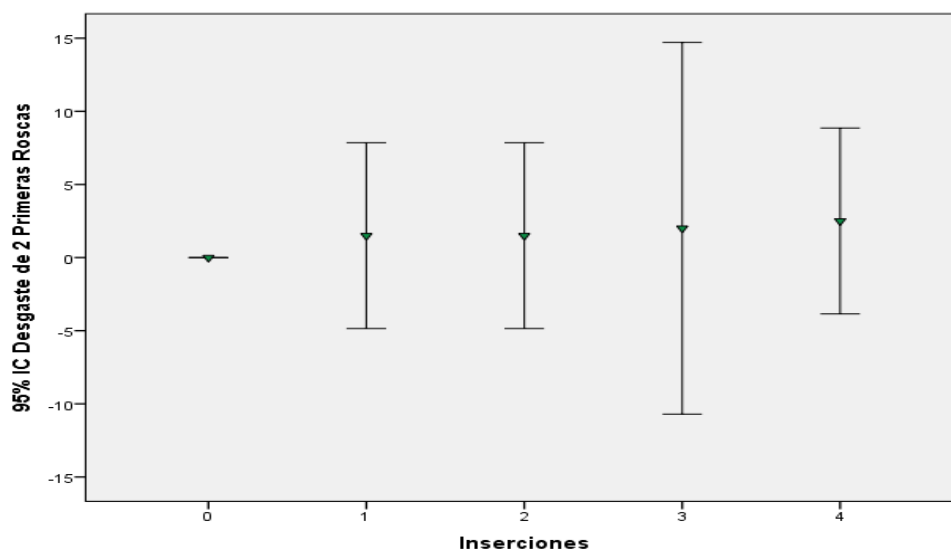
Al igual que el desgaste de punta a medida que el número de inserciones iba aumentando el desgaste promedio así también lo hacía llegando a ser moderado casi severo como lo muestra la gráfica 4.

Karim Chaddad y cols. Indicaron en su estudio del 2008, que las superficies de los minitornillos tratadas con arena gruesa y grabado ácido (SLA), hacían a los minitornillos más resistentes para su uso inmediato, sin embargo este tipo de tratamiento no se lleva a cabo en todos los minitornillos por lo que supone exista una degradación del mismo y un desgaste tras su reinsertación.

Sally De la Rosa Rubalcava (2016), indica en su estudio que el mayor cambio de desgaste en las roscas se aprecia después de la tercera prueba de tracción efectuada a los minitornillos en las tres roscas (del cuello hacia la punta), que los filos de los espirales roscantes han perdido agudeza y ahora se aprecian redondeados.

La misma también recalca que a nivel de la punta se aprecia que la primera espiral del lado izquierdo ha desaparecido y los filos de igual manera se encuentran romos, este resultado concuerda con los encontrados en nuestro estudio, en donde se observan desgastes en las roscas luego de 2, 3 y 4 inserciones en el hueso que se debe acentuar con las tracciones a la cual son sometidos los minitornillos en boca como lo indica la autora del estudio.

Gráfica 4. Comparación del promedio de desgaste 2 **Primeras Roscas** en las dos marcas de mini tornillos, según números de inserción.



Hipótesis

Ho: El desgaste de 2 **Primeras Roscas** es igual en ambas marcas de tornillos, según número de inserción

Ha: El desgaste de 2 **Primeras Roscas** es diferente en ambas marcas de tornillos, según número de inserción.

Nivel de significancia: Alfa =5%

Estadístico de Prueba.

Estadísticos de contraste^{a,b}	
	Desgaste de 2 Primeras Roscas
Chi-cuadrado	5,835
Gl	4
Sig. asintót.	,212

a. Prueba de Kruskal-Wallis

b. Variable de agrupación: Inserciones

Decisión: No hay suficientes evidencias para rechazar la hipótesis nula por lo cual concluimos que no existe diferencia estadística en el desgaste promedio de 2 primeras roscas.

CAPITULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 CONCLUSIONES

- El uso de minitornillos como parte del tratamiento de ortodoncia es cada vez más común, convirtiéndose ya en parte fundamental del mismo.
- El fracaso de inserción y permanencia de los minitornillos debido a diversos factores fisiológicos o de fuerzas, conllevan a que los mismos tengan que volver a ser reimplantados en el sitio.
- El conocimiento de los desgastes y corrosiones que sufren los minitornillos desde su primer uso, es un factor importante para determinar si se puede colocar de manera efectiva en el hueso dos o tres veces dependiendo del éxito de las inserciones.
- En este estudio determinamos los grados de desgastes que sufren estos minitornillos después de la SEGUNDA reimplantación.
- Los minimplantes a medida que son insertados, van presentando pérdida de filo de punta y de las dos primeras roscas.
- En ambos minitornillos objeto de nuestro estudio se observa grados de desgastes desde la inserción 2 hasta la 4.
- Con esto concluimos que los minitornillos no deben ser utilizados más de 2 veces de inserción para garantizar un éxito en el tratamiento.
- El uso de estos minitornillos en la UNIVERSIDAD DE PANAMA, Maestría de Ortodoncia de manera exitosa, dependerá del diagnóstico y plan de tratamiento.
- Ambos minitornillos presentaron alteraciones de estructura por lo que en ambas marcas se deberá considerar su reutilización.

7.2. RECOMENDACIONES

- Se debe contar con mayor recurso para la investigación en la FACULTAD DE ODONTOLOGIA de la UP., esto garantiza el desarrollo de nuevos estudios en diversas ramas de la Odontología.
- Se recomienda un estudio más amplio de los minitornillos con una muestra más amplia y comparando más marcas comerciales.
- Se debe realizar un estudio de minitornillos en base a su material de fabricación para determinar la resistencia al desgaste.
- Se debe considerar en la UNIVERSIDAD DE PANAMA, la adquisición de mayor variedad de minitornillos para que el estudiante tenga la oportunidad de seleccionar cual, de los presentados en el mercado presenta mejor cualidades para el tratamiento de ortodoncia.

8.0. REFERENCIAS

1. Burstone CJ. (1995). Modern Edgewise Mechanics and the Segmented Arch Technique. . In: *Burstone CJ, editor. Glendore: Ormco Corp*, 50–60.
2. Nair MK, Nair UP. (2007). La imagen digital y avanzado en endodoncia: una revisión. *J Endod*, 1-6.
3. Roberts, H. . (2004). Ortodoncia Parte 9: Control de anclaje y movimiento distal . *Diario dental británico* . , 255 - 263.
4. Ackerman MB. (2007). *Ackerman MB*. (1st ed.). Ames: Blackwell Munksgaard.
5. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* . , 387–416.
6. Albuquerque, NM,. (2016). Desarrollan el primer tomógrafo portátil de 32 cortes. <http://www.elhospital.com>. Retrieved from <http://www.elhospital.com/temas/Desarrollan-el-primer-tomografo-portatil-de-32-cortes+114097>
7. Aldovrandi C. (1949). A Odontologia na America Precolombiana. . *Rev Ass Patil Chir Dent* . , 1:25.
8. Andrews RR. . (1893). Prehistoric crania from Central America. . *Int Dent J* . , 12:914.
9. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. (1999). Desarrollo de un aparato compacto de tomografía computarizada para uso dental. *Dentomaxillofac Radiol.*, 28(4), 245-8.
10. Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG. . (2003). Ailing and failing endosseous dental implants: A literature review. . *J Contemp Dent Pract* . , 35–50.
11. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. (2005). Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res.*, 575–8.
12. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH . (2002). Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* , 298–302.
13. Barksdale J. . (1966). *Titanium: Its occurrence, chemistry & technology*. New York: Ronald press Co;.

14. Bernhart T, Freudenthaler J, Dörtbudak O, Bantleon HP, Watzek G . (2001). Short epithetic implants for orthodontic anchorage in the paramedian region of the palate. A clinical study. . *Clin Oral Impl Res* , 624–631.
15. Berten JL, Neukam FW, Wichmann M, Schliephake H . (1994). Fachübergreifende Behandlungsplanung zur Implantatversorgung während der Adoleszenz bei Hypodontie oder vorzeitigem Zahnverlust. *Implantologie* , 301–316.
16. Block MS, Hoffman DR. (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 107(3), 251–258.
17. Bobbio A. . (1973). Maya The first authentic alloplastic, endosseous dental implant A refinement of a priority. *Rev Assoc Paul Cir Dent.*, 27–36.
18. Bobbio A. (1972). The first endosseous alloplastic implants in the history of man. . *Bulletin of the history of Dentistry.* , 6:20.
19. Bock JJ, Fuhrmann RAW . (2006). Juristische Aspekte der interdisziplinären Kieferorthopädie. . *Kieferorthopädie* , 111–118.
20. Broadbent HB. (1937). The face of normal child. *Angle Orthod.*, 183 - 208.
21. Broadbent HB. (1931). A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod.*, 45 - 66.
22. Carano A, Melsen B. . (2005). Implants in orthodontics. . *Prog Orthod.* , 62-9.
23. Casotii, L. . (1955). Odontology in the museums. . *Minerva Stomat.* , 122.
24. Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. (2008). Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. . *Angle Orthodont* , 107–113.
25. Chaves, A; Grageda, E. . (2015). Zonas «seguras» de mayor cantidad ósea para colocación de mini implantes interradiculares en cortical vestibular de maxilares superiores en pacientes periodontalmente comprometidos. *Revista Mexicana de Ortodoncia*, 148-153.
26. Chen C-H, Chang C-S, Hsieh C-H . (2006). The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* , 1209–1213.

27. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H . (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. . *Int J Oral Maxillofac Implants* , 100–106.
28. Choi JW. . (2011). Assessment of panoramic radiography as a national oral examination tool: review of the literature. *Imaging Sci Dent.* 2011, 1-6.
29. Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE. (2009). Bone response to loaded implants with nonmatching implant abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol.* , 17–609.
30. Costa A, Raffaini M, Melsen B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. . *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* , 201-9.
31. Costa A, Raffaini M, Melsen B . (1998). Mini - screws as orthodontic anchorage: a preliminary report. . *Int J Adult Orthod Orthog Surg* , 201–209.
32. Cotti E, Vargiu P, Dettori C, Mallarini G. (1998). Computerized tomography in the management and follow-up of extensive periapical lesion. *Oral Surg Oral Med Oral Patología Oral Radiol Endod.* , 498-502.
33. Cousley R . (2005). Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop* , 723–729.
34. Cousley RRJ, Parberry DJ . (2005). Combined cephalometric and stent planning for palatal implants. . *J Orthod* , 20–25.
35. Cravero RM, Ibañez JC. . (2008). Assessing double acid-etched implants submitted to orthodontic forces and used as prosthetic anchorages in partially edentulous patients. *Open Dent J.* , 30–37.
36. Creekmore TD, Eklund MK. . (1983). The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* , 266–9.
37. Creekmore TD, Eklund MK. (1983). The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* , 266–9.
38. Crismani AG, Bernhart T, Schwarz K, Celar AG, Bantleon H-P, Watzek G . (2006). Ninety percent success in palatal implants loaded 1 week after placement: a clinical evaluation by resonance frequency analysis. . *Clin Oral Impl Res* , 445–450.

39. Daskalogiannakis J. Leipzig . (2000). *Glossary of Orthodontic Terms*. Quintessence Publishing Co; .
40. Daskalogiannakis J. Leipzig. (2000). *Glossary of Orthodontic Terms*. Quintessence Publishing Co.
41. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield J K Jr, Roberts WE, Garetto LP. . (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. . *J Dent Res.* , 377-381.
42. Farman AG, Farman TT. (2000). Sistemas extraorales y panorámicas. *Dent Clin North Am*.
43. Favero L, Brollo P, Bressan E . (2002). Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* , 84–94.
44. Favero, G. (1994). *Osteointegrazione clinica: i principi di Brånemark*. Milano: Masson.
45. Fonzi, G. (1968). In honor of Giuseppangelo Fonzi, inventor and maker of the 1st porcelain teeth in 1806. . *Dent Cadmos.* , 1185–86.
46. Garib DG, Raymundo Jr. R, Raymundo MV, Raymundo DV, Ferreira SN. (2007). Tomografía computadorizada de feixe cônico: entendimiento este nuevo método de diagnóstico por imagen con la promisoría aplicable en Ortodontia. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.*, 12(2), 139-56.
47. Gelgor IE, Buyukyilmaz T, Karaman AI, Dolanmaz D, Kalayci A. . (2004). Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *Angle Orthod.* , 838-850.
48. Gianelly A, Goldman H. . (1971). *Biologic Basis of Orthodontics*. Philadelphia : Lea and Febiger .
49. Gianelly A, Goldman H. . (1971). *Biologic Basis of Orthodontics*. Philadelphia : Lea and Febiger .
50. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. (2005). Dosimetría de la imagen panorámica digital. Parte I: Exposición del paciente. *Dentomaxillofac Radiol.* , 34(3), 145-9.
51. Gonzalez, A. (2012). Las matemáticas y la tomografía. *Juventud Técnica Digita*. Retrieved from

- <http://www.juventudtecnica.cu/Juventud%20T/2012/mundobit/paginas/tomografia.html>
52. Gunn, Chris. (2011.). *Bones and joints: a guide for students*. . Elsevier Health Sciences, .
 53. Haanaes HR, Stenvik A, Beyer-Olsen ES, Trity T, Afeen O. (1991). The efficacy of two-stage titanium implants as orthodontic anchorage in the preprosthodontic correction of third molars in adults- a report of three cases. . *Eur J Orthod* , 287-92.
 54. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. (2004). Aplicaciones de la imagen 3D en ortodoncia: parte I. *J Orthod.*, 31(1), 62-70.
 55. Herman R, Cope J. . (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics . *Mini implants.*, Semin Orthod. .
 56. Herman R, Cope J. . (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics: Mini implants. . *Semin Orthod.* , 11:32–9.
 57. Herman, G. (2009). *Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections*. Springer.
 58. Higuchi KW, Slack JM. . (1991). The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants* , 338-4.
 59. Hiroshi Egusa, Nagakazu Ko, Tsunetoshi Shimazu, Hirofumi Yatani. (2008). Dental Implants . *J. Prosthet Dent.* , 344–347.
 60. Hu H, HD, Foley WD, Fox SH. (2000). Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiología.*, 215(1), 55 - 62.
 61. Kamlesh S, Deepak K, Raj K, and Amol B. (2010). Temporary anchorage devices – Mini-implants. *Natl J Maxillofac Surg.* , 30–34.
 62. Kaufman, J. A.; Reekers, J. A.; Burnes, J. P.; Al-Kutoubi, A.; Lewis, C. A.; Hardy, B. W.; Kuribayashi, S. . . (2010). "Global Statement Defining Interventional Radiology". *Journal of Vascular and Interventional Radiology.*, 21(8), 1147–1149.
 63. Kidd EA, NB Pitts. (1990). Una nueva estimación del valor de la radiografía de mordida en el diagnóstico de caries interproximal posterior. *Br Dent J.*, 195-200.

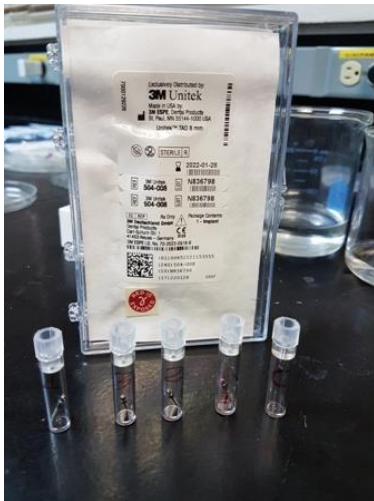
64. Kokich VG. . (2000). Comprehensive management of implant anchorage in the multidisciplinary patient. . *Orthodontic Applications of Osseointegrated Implants* , (Ed Quintessence).
65. Kulberg A, Nanda R. . (2005). Principles of Biomechanics. In Ravindra Nanda editor: Biomechanics and Esthetic strategies in Clinical orthodontics,. *St. Louis*, Elsevier-Saunders, pp 1-16.
66. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. . (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, S68–7.
67. Laciana de Palacio C, del Río Highsmith J. . (2006). Utilización de los microimplantes para la tracción en ortodoncia. . *The Journal of the American Dental Association*, 121-7.
68. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C. . (1999). Survival of the branemark implant in partially edentulous jaws a 10-year prospective multicenter study. . *Int J Oral Maxillofac.* , 639–645.
69. Marcotte M. (1990.). *Biomechanics in Orthodontics*. Toronto: BD Decker.
70. Marcotte M. . (1990). *Biomechanics in Orthodontics*. Toronto: BD Decker.
71. Motta AT. (2007). Evaluación de la cirugía de avance mandibular por medio de la superposición de modelos tridimensionales. *Rio de Janeiro (RJ): Universidade Estadual do Rio de Janeiro*.
72. Moyers R. (1973). *Handbook of Orthodontics for the Student and General Practitioner*. Chicago : Year Book Medical Publishers Inc;.
73. Moyers R. Chicago . (1973). *Handbook of Orthodontics for the Student and General Practitioner*. Year Book Medical Publishers Inc.
74. Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Hombre Y, Shimizu N, Dougherty H Sr. (2005). Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Ángulo Orthod.* 2005, 75(6), 895 - 903.
75. Novelline, R.; Squire, L. (1997). *Squire's Fundamentals of Radiology* (5th ed.). Harvard University Pres.

76. Nuncziante, A; Bazzi, F. (1968). Storia dell'implantologia. *Proceedings of the 21st International Congress of History of Medicine; Siena, Italy.*, 874–80.
77. Núñez V, Vega M, Bravo F. . (2006). Guía radiográfica y quirúrgica para la colocación de microtornillos ortodóncicos. Reporte de un caso. . *Revista científica odontología sanmarquina* , 35-7. .
78. O'Brien WJ. (2000). *Dental Materials and Their Selection*. . Fourth Edition.
79. Otfofy L. . (1923). *Standard Dental Dictionary*. Chicago : Laird and Lee, Inc .
80. Otfofy L. (1923). *Laird and Lee Standard Dental Dictionary*. Chicago.
81. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. . (2005). Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. . *Int J Oral Maxillofac Implants*. , 769–76.
82. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. . (2005). Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. . *Int J Oral Maxillofac Implants*. , 769–76.
83. Patel S, Dawud A, Whaites E, Pitt Ford T. (2009). New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod J*. , 447-462.
84. Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider. (2007). Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *European Cells and Materials*. , 1–10.
85. Prithviraj DR, Deeksha S, Regish KM, Anoop N. . (2012). A systematic review of zirconia as an implant material. *Indian Journal of Dental Research*. , 5-85.
86. Rachala, M . (2011). Microimplantes en Ortodoncia: Dispositivo de Anclaje Temporal . . *LAP LAMBERT Publicaciones Académicas*.
87. Ravindra N . (2010). Dispositivos temporales de anclaje en ortodoncia . *Elsevier Ciencias de la Salud*., 40-55.
88. Revista Americana de Ortodoncia y Ortopedia Dentofacial. (1991). La eficacia del anclaje cortical en pacientes tratados con elásticos de Clase II. *Departamento de Ortodoncia Universidad de Illinois*.

89. Ricketts RM. (1969). The evolution of diagnosis to computerized cephalometrics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 55(6), 795 - 803.
90. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. . (1989). Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. . *Angle Orthod* , 247-56.
91. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. . (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. . *Am J Orthod.* , 95–111.
92. Roberts WE. . (2002). When planning to use an implant for anchorage, how long do you have to wait to apply force after implant placement? *Am J Orthod Dentofac Orthop* , 121:14A.
93. Rodriguez, B; Rizzo, R . (2002). Considerazioni storico-cliniche sull'evoluzione dell'implantologia. *Rivista di Storia della Medicina XII NS.* , 149–56.
94. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.*, 72(1), 75-80.
95. Scialom, J. . (1962). A new look at implants: a fortunate discovery: needle implants. *L'Information Dentaire.* , 737.
96. Seong-Hun K, Yong-Suk C, Eui-Hwan H, Kyu-Rhim C, Yoon-Ah K, Nelson G. . (2007). Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone beam computed tomography. *American Journal of orthodontics and dentofacial orthop*, 82-89.
97. Sutherland, R, and Calum T. (2007). *Pocketbook of radiographic positioning*. Elsevier Health Sciences.
98. Taguchi A, Ohtsuka M, Nakamoto T, Naito K, Tsuda H, Kudo Y, Motoyama E, Sueti Y, Tanimoto K. . (2007). Identification of post-menopausal women at risk of osteoporosis by trained general dental practitioners using panoramic radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* , 149-154.

99. Thilander B, Ödman J, Grondahl K, Lekholm U. . (1992). Aspects of osseointegrated implants inserted in growing jaws. A biometric and radiographic study in the young pig. . *Eur J Orthod* , 99- 109.
100. Tramonte, S. (1963). A proposito di una modificazione strumentale negli impianti endossei. . *Rass Trimest Odontoiatr*, 129–136.
101. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J. . (1988). Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* , 151-62.
102. Urias, Dayse; Mustafa, Fátima Ibrahim Abdel. (2009). Control de anclaje en tratamiento bioprogresivo frente al hilo rect. *El Orthodontist de ángulo*, 7-15.
103. Van Noort R. . (1987). Titanium: The implant material of today Review. *Journal of Material Science* . , 3801–3811.
104. Wehrbein H, Diedrich P. . (1993). Endosseous titanium implants during an after orthodontic load. An experimental study in the dog. . *Clin Oral Impl Res* , 76-82.
105. Wehrbein, H; Göllner, P . (2007). Anclaje esquelético en ortodoncia - aspectos básicos y aplicación clínica . *Revista de Ortopedia Orofacial* . , 443 - 461.
106. Williams DF. Boca Raton. (1981). *Biocompatibility of clinical implant materials*. Florida. : crc Press.
107. Zampetti P. . (2004). Storia dell'implantologia. Proceeding of the 1st National Congress of Multidisciplinary Implantology. *Saronno, Italy: Istituto Padre Monti*; , 135.
108. Zampetti P. . (2005). Luci ed ombre in implantologia. Proceedings of the 17th International Odontostomatologic Congress; . *Monte Carlo, Principality of Monaco*., 23.
109. http://orthoquick.3gmatika.com/upload/noticias/11/recursos/0/Revista7_ESCOBAR.pdf
110. http://cmibm.org/documentos/Implantologia_23.pdf#page=17

ANEXO



Minitornillos 3M



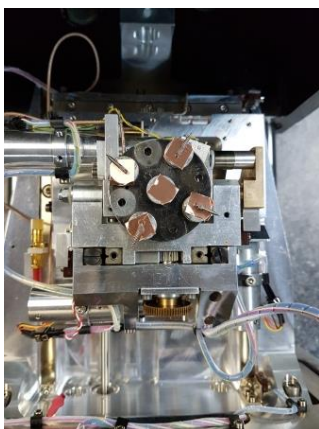
Minitornillos Bio-Ray



Microscopio Zeiss modelo EVO



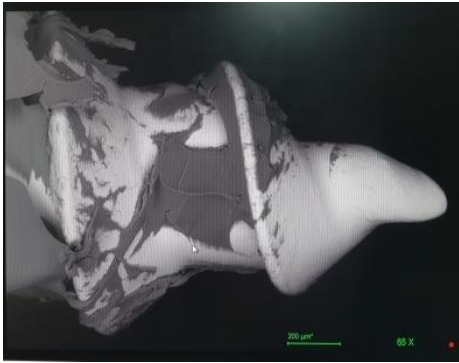
Microscopio Zeiss modelo EVO con las muestras



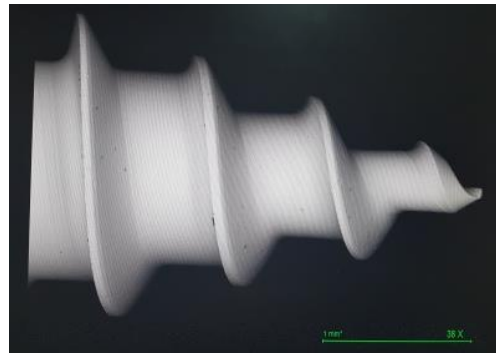
Muestras en plataforma



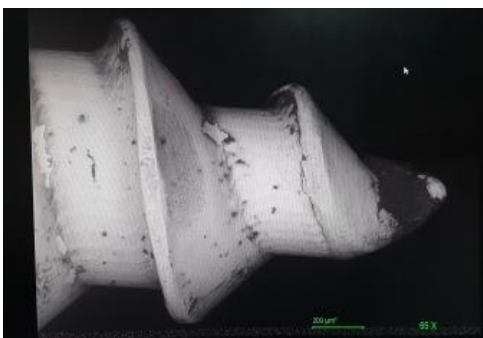
Vista en Microscopio de Barrido



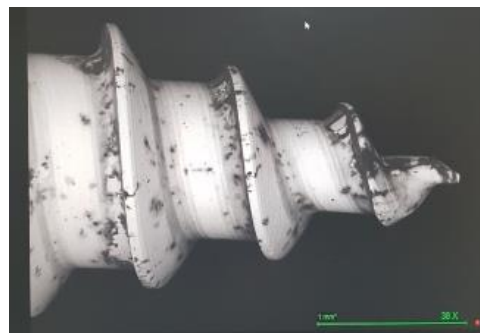
Minitornillo 3M Control Punta



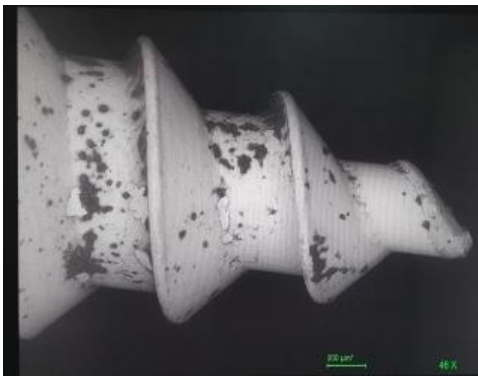
Minitornillo Bio-Ray Control Punta



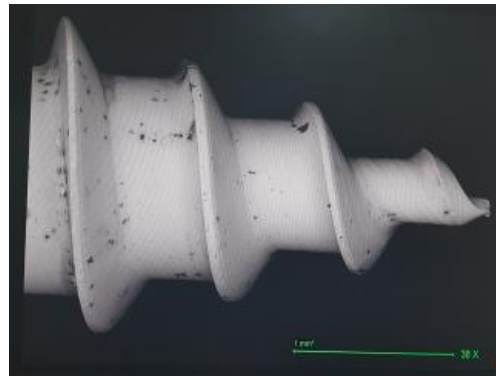
3M Primera inserción desgaste punta



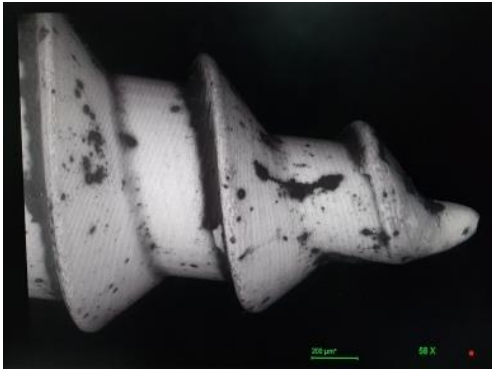
Bio-Ray Primera inserción desgaste punta



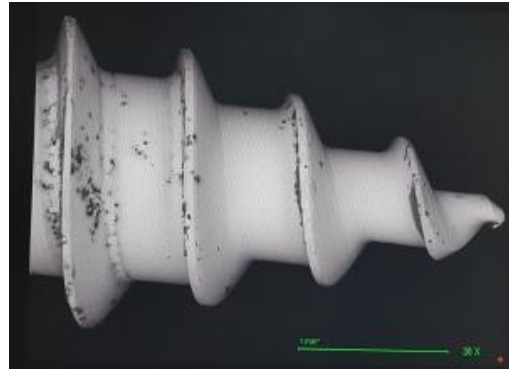
3M Segunda inserción desgaste punta



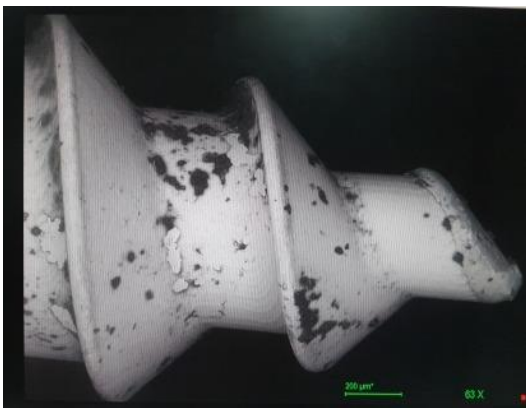
Bio-Ray Segunda inserción desgaste punta



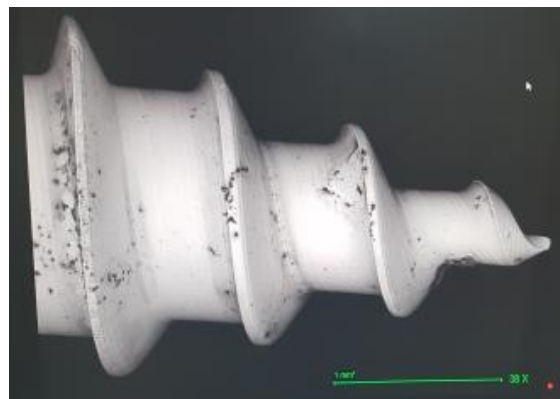
3M Tercera inserción desgaste punta



Bio-Ray Tercera inserción desgaste punta



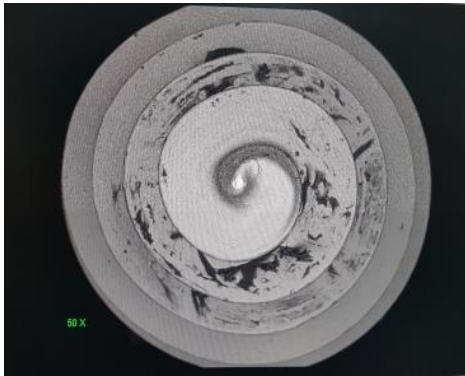
3M Cuarta inserción desgaste punta



Bio-Ray Cuarta inserción desgaste punta



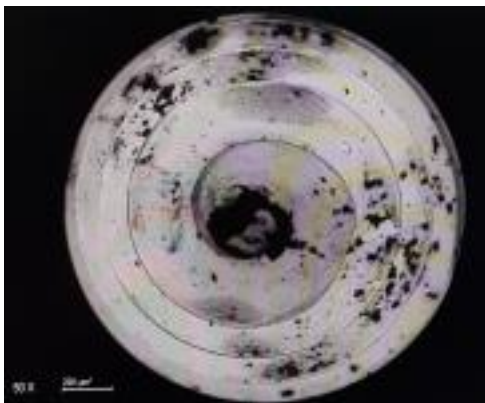
Minitornillos colocados antes de ver en microscopio de Barrido modelo EVO



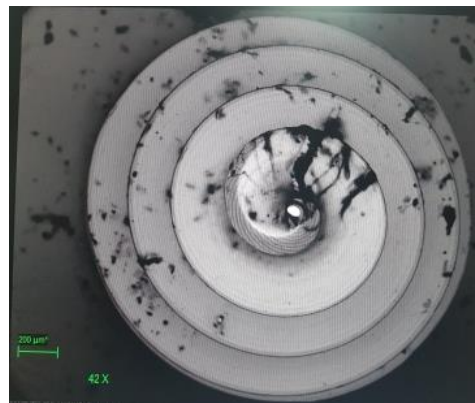
Minitornillo 3M Control rosca



Minitornillo Bio-Ray Control rosca



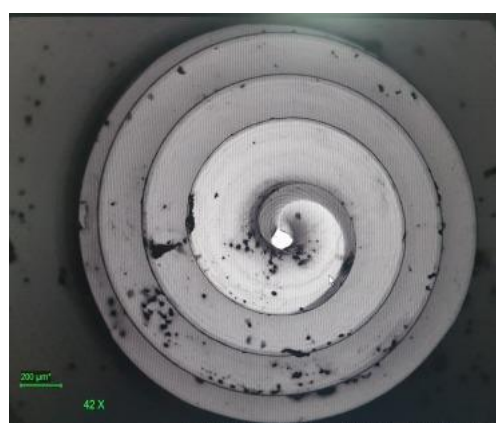
3M Primera inserción desgaste de rosca



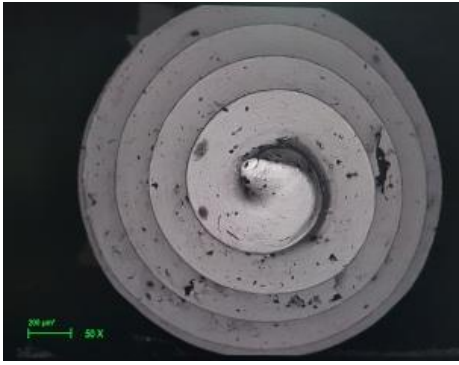
Bio-Ray Primera inserción desgaste rosca



3M Segunda inserción desgaste rosca



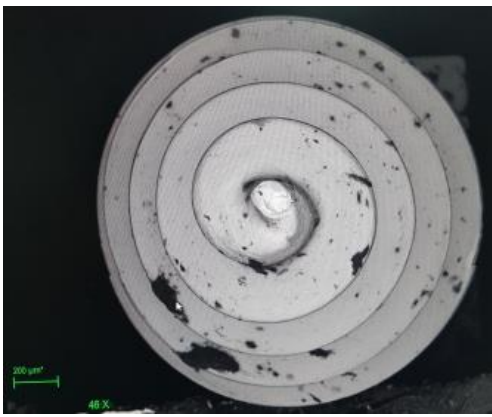
Bio-Ray Segunda inserción desgaste rosca



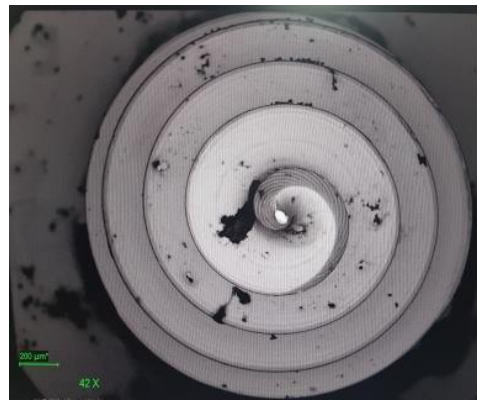
3M Tercera inserción desgaste rosca



Bio-Ray Tercera inserción desgaste rosca



3M Cuarta inserción desgaste rosca



Bio-Ray Cuarta inserción desgaste rosca