

Revista Clínica de Periodoncia,
Implantología y Rehabilitación Oral

**Tratamiento de Superficie utilizados en Microtornillos de
Ortodoncia y su Efecto en la Estabilidad Primaria y
Secundaria: Revisión Bibliográfica**

| | |
|-------------------------------|--|
| Journal: | <i>International Journal of Interdisciplinary Dentistry</i> |
| Manuscript ID | REVISTA-2020-0074.R2 |
| Manuscript Type: | Reviews |
| Date Submitted by the Author: | 14-Mar-2021 |
| Complete List of Authors: | Rojas, Victor; Universidad de los Andes, Ortodoncia Damian, Fernanda; Practica privada Concha, Paz; Practica Privada |
| Keywords: | microtornillos, estabilidad primaria y secundaria, tratamiento de superficie |
| | |

SCHOLARONE™
Manuscripts

Relevancia Clínica

Los microtornillos ortodóncicos son dispositivos de anclaje temporal utilizados cada vez con mayor frecuencia. Aumentan los límites de los tratamientos compensatorios en los pacientes, pero no siempre son totalmente estables, pudiendo fallar. Por esto, mejorar la estabilidad en la fase temprana de su instalación, aumentaría la confiabilidad del tratamiento, lo cual justifica científicamente la realización de esta revisión. Dentro de los resultados principales se obtuvo diferencias significativas entre distintos tratamientos de superficies. Como consecuencias prácticas el clínico podrá contar con herramientas que le permitan mejorar la estabilidad de los microtornillos de ortodoncia en sus tratamientos.

Tratamiento de Superficie utilizados en Microtornillos de Ortodoncia y su Efecto en la Estabilidad Primaria y Secundaria: Revisión Bibliográfica

Resumen: Los microtornillos de ortodoncia corresponden a dispositivos de anclaje temporal que sirven como coadyuvantes en el tratamiento ortodóncico y cuyo uso se ha ido incrementando en el último tiempo. Las fallas de los microtornillos tienden a ocurrir durante la primera semana de inserción por lo que mejorar la estabilidad es un paso importante para mejorar la confiabilidad del tratamiento. Una posible solución a esto es modificar la superficie del microtornillo. **Objetivo:** Identificar en la literatura actual los tratamientos de superficie más utilizados que favorezcan la estabilidad primaria y secundaria en el éxito de los microtornillos en ortodoncia. **Material y método:** Se realizó una búsqueda en Pubmed y EBSCO con los términos en idioma inglés “*miniscrew*”/“*mini implant*” AND “*surface*”, “*treatment*” and “*stability*”. Se incluyeron los estudios realizados *in vivo* con el objetivo de comparar y/o evaluar el efecto de los tratamientos realizados en la superficie del microtornillo en el éxito o estabilidad de éste, artículos disponibles en inglés y español. Se excluyeron estudios realizados en implantes dentales y/o médicos, *in vitro*, estudios clínicos sin grupo control. **Resultados:** 25 publicaciones fueron utilizadas en la revisión, habiendo 11 tipos de tratamiento de superficie estudiados. La generación de matrices de nanotubos de óxido de titanio, fotofuncionalización mediada por rayos ultravioleta y anodizado de superficie evidenciaron aumento de la estabilidad de los microtornillos. El uso de técnicas convencionales: grabado ácido, arenado-grabado ácido, no es concluyente en cuanto a su efecto en la estabilidad. **Conclusión:** Hay escasa evidencia sobre los tratamientos de superficie

1
2
3 realizados en microtornillos de ortodoncia para la mejora de su estabilidad. Técnicas
4 pioneras como la generación de matrices de nanotubos de óxido de titanio,
5 fotofuncionalización mediada por rayos ultravioleta y anodizado de superficie
6 evidenciaron aumento de la estabilidad de los microtornillos, siendo necesaria la
7 replicación de los estudios en humanos. La utilización de técnicas convencionales
8 tales como grabado ácido y arenado-grabado ácido, no es concluyente en cuanto a
9 su efecto en la estabilidad de los microtornillos.
10
11
12
13
14
15
16
17
18

19 **Palabras clave:** *miniscrew, mini implant, stability, surface treatment*
20
21
22
23

24 **Abstract:** Orthodontic miniscrews correspond to temporary anchoring devices that
25 help as adjuvants in orthodontic treatment and whose use has been increasing in
26 recent times. Miniscrew failures can vary during the first week of insertion, so
27 improving stability is an important step to enhance treatment reliability. A possible
28 solution to this issue is to modify the miniscrew surface. **Objective:** To identify in the
29 current literature the most widely used surface treatments that favor the primary and
30 secondary stability and success of orthodontic miniscrews. **Material and method:**
31 A search was made in Pubmed and EBSCO with the English terms "miniscrew"/"mini
32 implant" AND "surface", "treatment" and "stability". *In vivo* studies were included with
33 the aim of comparing and/or evaluating the effect of the treatments performed on the
34 miniscrew's surface on its success or stability, articles available in English and
35 Spanish. Studies performed in dental and/or medical implants, *in vitro*, clinical
36 studies without control group were excluded. **Results:** 25 publications were used in
37 the review, with 11 types of surface treatment studied. The generation of titanium
38 oxide nanotube matrices, ultraviolet-mediated photofunctionalization and surface
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 anodizing proved an increase in the stability of the miniscrews. The use of
4
5 conventional techniques: acid etching, sandblasting-acid etching, is inconclusive as
6
7 to its effect on stability. **Conclusion:** There is little evidence of surface treatments
8
9 performed on orthodontic miniscrews to improve its stability. Pioneering techniques
10
11 such as the generation of titanium oxide nanotube matrices, ultraviolet-mediated
12
13 photofunctionalization and surface anodizing showed increased stability of the
14
15 miniscrews, requiring the replication on human studies. The use of conventional
16
17 techniques such as acid etching and acid sandblasting-etching is inconclusive as to
18
19 its effect on the stability of the miniscrews.
20
21
22

23
24 **Key words:** miniscrew, mini implant, stability, surface treatment
25
26
27

INTRODUCCIÓN

Los microtornillos ortodóncicos (MT) son dispositivos de anclaje temporal utilizados cada vez con mayor frecuencia en la ortodoncia actual. Estos dispositivos permiten evitar problemas como la pérdida de anclaje y/o la dependencia de la cooperación del paciente en el uso de elásticos u otros aparatos utilizados como métodos de anclaje tradicional⁽¹⁾. El uso de los MT ha permitido aumentar los límites de los tratamientos compensatorios en los pacientes, sin embargo, tienen sus desventajas: no siempre son totalmente estables, e incluso pueden fallar y desinsertarse por completo⁽¹⁾.

La falla de los MT tiende a ocurrir durante las primeras dos o tres semanas después de su inserción, con un porcentaje de éxito que oscila entre el 70-80%^(2,3). Por lo tanto, mejorar la estabilidad en la fase temprana de su instalación, sería un paso importante para aumentar la confiabilidad del tratamiento. **La estabilidad de los implantes se divide en dos fases:** La estabilidad primaria se establece por una retención netamente mecánica inicial producida por el contacto y fricción entre la superficie del microtornillo y el hueso, antes de producirse la oseointegración⁽⁴⁾. La estabilidad secundaria **se caracteriza por una unión biológica entre ambas superficies**, formándose hueso en la interfaz del microtornillo con el hueso, iniciándose en un tiempo aproximado de tres semanas, dependiendo de la retención mecánica y de la respuesta biológica del paciente⁽⁴⁾. En un metaanálisis de Labaye et al. (2014) las fallas reportadas con mayor frecuencia fueron producidas por movilidad, infección e inflamación⁽⁵⁾. Se sugiere una buena higiene oral y evitar el

1
2
3 cigarro⁽⁶⁾ para prevenir la inflamación, infección y consecuente perimicroimplantitis,
4
5 patología que conduce a una falla del 30%⁽⁷⁾.
6
7

8 El tratamiento de la superficie de los MT no es una idea nueva, varios métodos
9
10 han sido probados y reportados como exitosos en estudios en animales y humanos,
11
12 sin embargo, la mayoría de los estudios se han enfocado principalmente en mejorar
13
14 solo la calidad y velocidad de la oseointegración de los implantes dentales. Con la
15
16 creencia de que la topografía afecta directamente la retención y biocompatibilidad
17
18 del MT, varios métodos han sido probados incluyendo arenado, láser, grabado
19
20 ácido, recubrimiento con hidroxiapatita y anodizado⁽¹⁾.
21
22
23

24 La porosidad de la superficie de los implantes, parece ser el factor que maximiza
25
26 la formación de hueso, lo puede afectar la función celular, deposición y
27
28 mineralización de la matriz. Recientemente ha sido reportado el arenado de la
29
30 superficie del implante con *resorbable blasting media* (RBM) como partículas de
31
32 hidroxiapatita o fosfato de calcio. Este tratamiento se asocia con un mayor torque
33
34 de remoción y contacto de interfase con el hueso al compararlo con MT
35
36 maquinados, y pareciera tener un mayor beneficio en la formación de hueso y
37
38 estabilidad primaria del MT⁽⁸⁾.
39
40
41

42 Es por ello que el objetivo de esta revisión bibliográfica es identificar en la
43
44 literatura actual los tratamientos de superficie que favorezcan la estabilidad primaria
45
46 y éxito de los microtornillos en ortodoncia.
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

METODOLOGÍA

Se realizó una búsqueda en las bases de datos PubMed y EBSCO con los términos en idioma inglés “*miniscrew*”/“*mini implant*” AND “*surface*”, “*stability*” and “*treatment*”. Se filtraron los resultados por fecha desde enero 2008 a marzo 2020. Se leyeron los resúmenes, y se incluyeron los estudios realizados *in vivo* en microtornillos de ortodoncia (MT), y artículos disponibles en inglés y español. Fueron excluidos estudios realizados en implantes dentales y/o médicos, estudios *in vitro* y clínicos sin grupo control.

RESULTADOS

La búsqueda realizada en PubMed arrojó 158 resultados, de los cuales 37 cumplían con los criterios de selección. EBSCO arrojó 13 resultados. Debido a publicaciones duplicadas, hubo un total de 29 archivos válidos. Tras la lectura completa, cuatro de ellos no tenían grupo control por lo que fueron descartados, obteniendo un total de 25 publicaciones a considerar. En ellas se investigaron 11 tratamientos de superficie diferentes. Los estudios incluidos fueron ensayos clínicos *in vivo*: tres en humanos y 22 en animales (Tabla 1).

Tratamiento químico

1. Matrices de nanotubos de óxido de titanio

Jang et al. (2015) describió la anodización de matrices de nanotubos de óxido de titanio como capas columnares y porosas de titanio formadas de manera electroquímica en electrolitos fluorados, estas incrementan la rugosidad de la superficie de los MT. Microtornillos convencionales fueron tratados con anodizado de superficie a varios voltajes e inmersos en una solución electrolítica de etilenglicol con 0,5% de fluoruro de amonio a 60 voltios, 60 minutos. Posteriormente, se abrieron los nanotubos con ultrasonido y se sometió a 60 voltios, 15 minutos. **Se confirmó la formación de la microestructura con microscopía electrónica de barrido, encargada de dar la estabilidad inicial al MT.** Tras ocho semanas de instalados, el porcentaje de contacto microtornillo-hueso fue significativamente mayor en los MT con matrices de nanotubos de óxido de titanio respecto a los convencionales⁽⁹⁾. Jang et al. (2017) confirmó la capacidad de las matrices de nanotubos de óxido de titanio como dispensadores de fármacos, en este caso, ibuprofeno y factor de crecimiento óseo rhBMP-2. **La osteointegración histológica se evaluó ocho semanas (estabilidad secundaria) después de la implantación midiendo la relación de contacto implante-hueso (BIC).** El BIC aumentó significativamente en el grupo con nanotubos cargados con ibuprofeno, de **44,3% a 71,6% en promedio.** La rhBMP-2 no probó aumentar la estabilidad de los MT⁽¹⁰⁾.

2. Fotofuncionalización mediada por rayos ultravioleta

La fotofuncionalización mediada por rayos UV-A y UV-C puede utilizarse para envejecer la superficie de los MT de titanio aumentando su capacidad biológica que genera una superficie super-hidrofílica incrementando el reclutamiento y adhesión de células osteogénicas. Tabuchi et al. (2015) utilizó este método en los MT durante 12 minutos previamente a su instalación. Se observó mediante microscopio electrónico que los MT tratados con rayos UV tenían una morfología similar a los convencionales, pero mostraron super-hidrofilia, lo que permitió que la sangre de la médula ósea tuviera contacto inmediato con el MT. El torque de remoción a las tres semanas fue significativamente mayor en los MT tratados con rayos UV. Este método no aumenta la rugosidad de superficie, por lo que se evita las posibles fracturas del MT al retirar, favoreciendo la estabilidad secundaria, sin embargo, se encontró que el complejo microtornillo-hueso pareció producir falla en la interfase, no fractura cohesiva, pero sí afectando la estabilidad primaria⁽¹¹⁾.

3. Tratamiento de superficie con láser

El láser utilizado en la superficie crea microporosidades en un patrón estrictamente regular, mejorando la dureza, rugosidad y resistencia a la corrosión. Kang et al. (2016) investigó el uso de láser de longitud de onda de 1064 nanómetros en MT de acero inoxidable. En microscopía electrónica, se comprobó que los MT tratados tenían una superficie con elevaciones esféricas y fusión extensa, por lo que a pesar de que la rugosidad estaba aumentada respecto al grupo control, se considera que el tratamiento con láser sigue manteniendo la superficie lisa. La

1
2
3 estabilidad primaria máxima se obtuvo de inmediato mediante la retención
4 mecánica, principalmente del hueso cortical y se redujo gradualmente mientras se
5 producía la remodelación ósea alrededor. A las ocho semanas se midió el torque de
6 remoción y porcentaje de contacto entre microtornillo-hueso, no observándose
7 diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Se concluyó que el
8 uso de láser no aumenta la estabilidad primaria de los MT⁽¹²⁾.
9

19 4. Anodizado de superficie

20 La anodización de superficie es una pasivación electrolítica, que aumenta el
21 grosor de la capa de óxidos en la superficie de los metales. Karmarker et al. (2012)
22 la utilizó para comprobar el aumento de la estabilidad primaria en los MT. La capa
23 formada en la superficie contiene dióxido de titanio enriquecida en iones calcio y
24 fósforo que ayuda a lograr una unión química entre el MT y hueso. A las seis
25 semanas se midió el máximo torque de remoción, siendo mayor en los MT tratados
26 con anodizado de superficie, habiendo una diferencia estadísticamente significativa
27 respecto al control. La resistencia a la cizalla de la interfase microtornillo-hueso, fue
28 significativamente mayor en el grupo anodizado. La superficie anodizada tiene más
29 porosidades, creando un estrés desigual en el hueso periimplantario y una
30 consecuente remodelación ósea diferencial, aumentando la traba mecánica⁽¹⁾.
31

32 Choi et al. (2012) analizó cuantitativamente los cambios en la rugosidad de la
33 superficie de los MT (superficie mecanizada frente a superficie oxidada anódica)
34 utilizando tanto microscopía electrónica de barrido (SEM) como microscopía de
35 fuerza atómica (AFM). En todos los MT, se aplicó una fuerza de ortodoncia
36 inmediatamente después de la colocación y se continuó durante 12 semanas. Las
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

mediciones realizadas demostraron que todos los parámetros de rugosidad de la superficie de los bordes de los MT con anodizado utilizados se redujeron significativamente en comparación con los no utilizados⁽¹³⁾. **No se logró un efecto en la estabilidad secundaria como se esperaba.**

5. APH (Anodizado de superficie, precalcificación y calor)

La aleación de titanio es utilizada en la fabricación de MT, caracterizándose por tener fuerza y resistencia al calor, pero liberar iones de vanadio y aluminio, lo que causa hipersensibilidad y citotoxicidad. Oh-E et al. (2014) quiso mejorar la biocompatibilidad y capacidad de oseointegración de los MT, con anodizado de superficie a 20 voltios por 60 minutos en solución de agua, glicerol y fluoruro de amonio, 30 ciclos de precalcificación cíclica, para cargar la matriz con partículas de calcio y fósforo, y calor a 500°C. Los MT tratados con APH tenían mayor torque de remoción, hidrofilia y bioactividad a las tres y seis semanas que los convencionales. La hidrofilia implica una mayor humectabilidad, es decir, una reacción celular aumentada. Al observar los MT tratados con APH, presentaron fallas cohesivas con neoformación ósea, estando el MT cubierto casi completamente por hueso neoformado. El tratamiento con APH **provee una superficie bioactiva induciendo una oseointegración temprana⁽¹⁴⁾, que a su vez propicia a una estabilidad secundaria por las características ya descritas.**

6. RBM (Resorbable blasting media)

Gansukh et al. (2016) realizó el arenado con RBM sobre la superficie de MT utilizando ácido nítrico y fosfato de calcio. Hubo una diferencia estadísticamente

1
2
3 significativa en los torques de inserción y remoción obtenidos a las **dos semanas** de
4 la implantación, siendo mayores en el grupo tratado con RBM. No hubo diferencias
5 en el porcentaje de contacto microtornillo-hueso. Existió una mayor remodelación
6 con mayor cantidad de osteoblastos y osteoclastos en el hueso circundante a los
7 MT convencionales, presentando reabsorción ósea temprana que disminuye la
8 estabilidad. Los MT tratados con RBM preservaron el hueso laminar en etapas
9 tempranas del tratamiento, siendo un apoyo a la estabilidad inicial⁽⁸⁾.

10
11
12 Kim & Kim (2016), utilizó arenado con fosfato de calcio y RBM en los dos tercios
13 superiores de MT y los instaló junto a MT con grabado ácido y maquinados-
14 convencionales. A la cuarta y octava semana el grupo tratado mostró mayor torque
15 de remoción, estadísticamente significativo respecto a los demás. Los MT tratados
16 con RBM en los dos tercios superiores tienen una **mayor estabilidad secundaria**⁽¹⁵⁾.

32 33 **7. Grabado ácido**

34
35 Lemes-Vilani et al. (2015) estudió el grabado ácido con ácido nítrico,
36 hidroclorhídrico y sulfúrico en la superficie de MT. Tras tres semanas, el porcentaje
37 de éxito del grupo con grabado ácido fue mayor al porcentaje de éxito de los MT
38 maquinados, con un 88,8% y 77,7% respectivamente. Los MT con grabado ácido
39 tuvieron un mayor torque de remoción y menor movilidad asesorada con *periotest*
40 (instrumento usado para la medición de la oseointegración de implantes dentales),
41 aun así, no hubo una significancia estadística con respecto a los maquinados⁽¹⁶⁾

42
43
44 Fernandes et al. (2017) realizó en MT pulido de superficie con 0,05 microlitros de
45 alúmina y agitación magnética, en una disolución de ácido sulfúrico y nítrico,
46 seguido de pasivación en ácido nítrico. **Después de una semana** la disminución del

1
2
3 torque de remoción en relación al torque de inserción para el MT sin tratamiento de
4 superficie (16,29%) fue mayor que la del implante tratado (3,45%). El torque de
5 inserción y remoción fue mayor en el grupo tratado con ácido. El microscopio
6 electrónico de barrido mostró una capa mineralizada de Ca/P con osteoblastos
7 extendidos adherida a la superficie porosa de los MT tratados a las cuatro semanas,
8 y neoformación de hueso a las ocho semanas. Se concluyó que el tratamiento de
9 superficie con ácido modifica la morfología de la superficie, mejora la estabilidad
10 mecánica y la biocompatibilidad. El tratamiento con ácido mejoró la estabilidad
11 primaria y secundaria⁽¹⁷⁾.

12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24 Park et al. (2018) realizó un estudio en 40 pacientes mayores de 13 años en
25 tratamiento ortodóncico que debían tener todas las piezas dentarias erupcionadas,
26 a excepción del tercer molar, y necesidad de instalación de MT en ambas
27 hemiarquadas por un tiempo mayor a seis meses, entre segundo premolar y primer
28 molar para retracción en masa, luego de fase de alineación y nivelación. Para
29 evaluar la estabilidad primaria se midió el par máximo de inserción en forma de
30 valores de movilidad inmediatamente después de la inserción y 6 meses después.
31 Se consideró como éxito la ausencia de movilidad clínica mayor a un milímetro, esto
32 ocurrió en un 91,8% de los MT con tratamiento de superficie y en 85,7% de los
33 maquinados. Si bien la diferencia no fue estadísticamente significativa en la
34 estabilidad primaria según el tratamiento de la superficie y la mandíbula, el grabado
35 ácido facilita la retención de las células sanguíneas y osteogénicas, mejorando la
36 biocompatibilidad y estabilidad secundaria⁽¹⁸⁾.

8. ECG (Grabado ácido e inmersión en cloruro de calcio)

La contaminación durante algunos tratamientos de superficie puede afectar la energía superficial y la hidrofilia. Jang et al. (2018) investigó la efectividad clínica del grabado ácido e inmersión en cloruro de calcio para prevenir la contaminación de superficie en MT. Luego de instalar, se midió el torque de remoción a las semanas uno, cuatro y siete, resultando mayor en todas las mediciones, en ambos grupos de MT tratados con grabado ácido, siendo superior en el grupo con inmersión en cloruro de calcio. Esta diferencia fue estadísticamente significativa únicamente en la semana uno, respecto al grupo control. Se concluye que el grabado ácido aumenta la rugosidad de superficie, y la solución de cloruro de calcio previene la contaminación, indicador de que puede mejorar la reacción ósea en fase temprana y prevenir la pérdida de MT, **favoreciendo la estabilidad primaria**⁽¹⁹⁾.

9. Ozonoterapia

Yücesoy et. al (2019), estudió este método en tibias de conejos, dividiéndolos en tres grupos: control, fotobiomodulación y ozonoterapia. En todos los grupos los implantes se cargaron con 500 gr a las cero, cuatro y ocho semanas. Aunque los grupos de fotobiomodulación y ozonoterapia no revelaron puntuaciones significativamente más altas en los implantes de MT cargados inmediatamente, estos tratamientos fueron significativamente más efectivos cuando se cargaron después de cuatro u ocho semanas de oseointegración⁽²⁰⁾, **viéndose favorecida su estabilidad secundaria por sobre la primaria con estos métodos.**

Tratamiento físico - químico

1. Arenado y grabado ácido SAE/SLA

La técnica de arenado con agentes abrasivos y posterior grabado ácido es utilizada para aumentar la rugosidad de la superficie. Maino et al. (2017) utilizó la técnica en MT y a las doce semanas midió el torque de remoción, arrojando resultados mayores en los MT tratados. **La estabilidad secundaria una vez más se vio favorecida:** en microscopía óptica y electrónica se observó gran cantidad de hueso y matriz extracelular con cristales de calcio alrededor de los MT tratados y una mínima en los maquinados. El tipo de superficie no mostró promover directamente una mayor formación de hueso alrededor de los MT⁽²¹⁾.

Mo et al. (2010) utilizó la técnica en MT, que fueron retirados durante la etapa temprana de la curación (tercer día y una semana), y cuando ya existía oseointegración (seis y diez semanas), midiendo el torque de remoción, significativamente mayor en el grupo tratado, mostrando mayor estabilidad y tolerancia a la aplicación de fuerzas desde el tercer día de medición⁽²²⁾.

Kim et al. (2009) luego de **ocho semanas** desde la instalación de MT, midió el torque máximo y momento angular de la remoción, obteniéndose valores aumentados en los MT que recibieron tratamiento de superficie, con respecto a los maquinados. No hubo una diferencia estadísticamente significativa. Se concluye que esta técnica aumenta la energía total necesaria para la remoción **proporcionando mayor estabilidad secundaria**⁽²³⁾.

Chaddad et al. (2008) instaló MT como dispositivo de anclaje temporal en humanos de 13 a 65 años. Controló a los pacientes a los siete, catorce, treinta,

1
2
3 sesenta y 150 días. El 93,5% de los MT tratados con arenado-grabado ácido fueron
4 exitosos frente a un 82,5% de los MT maquinados. Esta diferencia no fue
5 estadísticamente significativa⁽²⁴⁾. Las características de la superficie no parecen
6 influir en las tasas de supervivencia de los MT cargados inmediatamente.
7
8
9

10
11
12 Calderón et al. (2011) estudió la estabilidad de los MT tratados con arenado y
13 grabados con ácido en pacientes en tratamiento de ortodoncia, a quienes realizó
14 radiografías oclusales mensualmente por un período de seis meses. El 65% de los
15 MT, después de haber sido cargados, mostraron hasta 1 grado de desplazamiento,
16 mientras que el 35% mostró un desplazamiento $\geq 2^\circ$. La modificación de la superficie
17 del MT con SAE/SLA ofrece un buen anclaje óseo para fines de ortodoncia⁽²⁵⁾.
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28

29
30 Cho et al. (2013) comparó la estabilidad secundaria de los MT con implantación
31 de iones de plasma y arenado y grabado ácido en maxilares de perros *Beagles*. Se
32 aplicaron 250 - 300 gr. de fuerza de resortes helicoidales de Ni-Ti durante dos
33 períodos: 12 y tres semanas. No se observaron diferencias significativas en la tasa
34 de contacto implante-hueso, torque de inserción, movilidad, relación volumen óseo
35 y el número de osteoblastos entre ambos grupos⁽²⁶⁾. Sin verse afectada ni su
36 estabilidad primaria ni secundaria. Oh-E et al. (2014) tratando la superficie de los
37 MT con APH que proporciona una superficie bioactiva para inducir una
38 osteointegración temprana que si bien contribuye a mejorar la estabilidad
39 secundaria, también conduce a una mejor estabilidad inicial, formando una interfaz
40 biocompatible que convierte a la aleación en un material excelente para minitornillos
41 osteointegrados⁽¹⁴⁾.
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 Oh-N et al. (2014) experimentó con conejos sanos y diabéticos, indicando que en
4 pacientes diabéticos se precisa potenciar la estabilidad de los MT. A las cuatro
5 semanas, equivalente a tres meses en humanos, se midió la energía total de
6 remoción y momento del torque máximo de remoción. Fue significativamente mayor
7 en los MT tratados con arenado-grabado ácido, los que también tuvieron un mayor
8 porcentaje de contacto entre microtornillo-hueso, pero sin significancia estadística
9 respecto a los valores obtenidos en los MT maquinados, ni entre conejos sanos y
10 diabéticos. Sin embargo, determinaron que la diabetes mellitus tipo 1 y el método
11 de tratamiento de la superficie sí afectaron la estabilidad primaria de los MT⁽²⁷⁾.
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23

24 Sirisa Ard et al. (2015) observó que el porcentaje de contacto microtornillo-hueso
25 disminuyó en los MT convencionales desde el día cero a la semana ocho, mientras
26 que en los tratados con arenado-grabado ácido, aumentó. El torque de remoción
27 fue mayor en los tratados, no siendo una diferencia estadísticamente significativa
28 respecto al grupo control, por lo tanto, la preparación de la superficie con SLA no
29 aumenta la estabilidad primaria ni secundaria de los MT⁽²⁸⁾.
30
31
32
33
34
35
36
37

38 Yadav et al. (2015) estudió los MT en las tibias y fémures de conejos blancos
39 machos adultos, trató los MT con grabado ácido hidro-clorhídrico por sí solo,
40 arenado con alúmina de 50 micrómetros y arenado-grabado ácido. Los conejos se
41 sacrificaron después de ocho semanas y se midió el torque de remoción y el
42 contacto entre el hueso y el implante. En los MT tratados con grabado ácido observó
43 una superficie isotrópica rugosa, mientras que los que recibieron ambos métodos la
44 superficie mostró una rugosidad aumentada y uniforme. La rugosidad de la
45 superficie y la humectabilidad de los MT influyen en su respuesta biológica. También
46 evidenciaron con significancia estadística, mayor torque de remoción y porcentaje
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 de contacto microtornillo-hueso, mayor hidrofilia, representada por mayor
4 humectabilidad y ángulo de contacto, necesaria para la adsorción de proteínas y
5 adhesión celular⁽²⁹⁾.
6
7

8
9
10 Espinar-Escalona et al. (2016) realizó tratamiento de los MT con ácido
11 fluorhídrico y partículas de alúmina de 600 micrómetros con el fin de aumentar su
12 estabilidad secundaria durante el tratamiento de ortodoncia. La rugosidad y el
13 porcentaje de contacto microtornillo-hueso, a las diez semanas, fue mayor en los
14 MT tratados con ambos métodos. El torque de remoción fue significativamente
15 mayor en el grupo tratado con arenado-grabado ácido⁽³⁰⁾.
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25

26 **2. Arenado con partículas grandes y grabado alcalino**

27
28 Chang et al. (2009) acreditó que además de la técnica de arenado-grabado ácido,
29 es posible como alternativa el arenado con partículas grandes y grabado alcalino
30 SL/NaOH. Se implantaron MT en la tibia de los conejos y se sacrificaron a las dos,
31 cuatro, ocho y doce semanas. Los MT tratados con arenado-grabado alcalino y
32 ácido, obtuvieron mayor porcentaje de contacto microtornillo-hueso, al compararlos
33 con los maquinados. El torque de remoción en el grupo tratado con arenado-
34 grabado alcalino aumentó después de dos semanas, alcanzando una diferencia
35 significativa con los grupos SLA después de 12 semanas del proceso curativo,
36 siendo el grabado alcalino una alternativa válida al grabado ácido para el tratamiento
37 de superficies y aumento en la estabilidad primaria y secundaria⁽³¹⁾.
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

DISCUSIÓN

Los tratamientos de superficie utilizados en MT han sido investigados los últimos diez años. Hay un total de 11 técnicas estudiadas en esta revisión. Si bien, algunas mostraron una mejoría en la estabilidad de los MT instalados en huesos de animales^(1,8,14,15,17,18,22,23,27), no hay evidencia sólida de que conduzcan a un mayor éxito en los MT instalados. La comparación entre técnicas ha sido escasamente estudiada y no es posible compararlas entre ellas, ya que, se realizaron en distintas condiciones y tiempos experimentales, y no hay una estandarización en los materiales utilizados, **sin embargo, a pesar de** presentar cada estudio distintas condiciones para valorar la estabilidad de los MT, **los parámetros a evaluar se repitieron en la mayoría** siendo las más utilizadas la medición del torque de remoción^(17,18) y porcentaje de contacto entre microtornillo-hueso^(9,12,27,29). Hay escasa evidencia de los tratamientos de superficie de MT instalados en huesos maxilares de humanos en tratamiento ortodóncico, 22 de 25 estudios fueron realizados en animales, principalmente en la tibia o fémur.

Actualmente, la mayoría de los MT disponibles no presentan tratamiento superficial⁽³²⁾ y sigue siendo controversial cuál es el mejor. Yadav et al. (2015) determinó que la mayor estabilidad de la superficie rugosa de los implantes se podría deber a la trabazón mecánica, aumento del contacto o la vinculación modificada, o una combinación de estos, pero sigue siendo controvertida y desconocida⁽²⁹⁾. El torque de remoción es una prueba dinámica de la relación

1
2
3 tridimensional (3D) entre el microimplante y el hueso, por el contrario, la medición
4 del BIC es un parámetro estático bidimensional⁽²⁹⁾, por lo tanto, más investigación
5 es necesaria para determinar exactamente los parámetros que evalúen la relación
6 de la estructura ósea con el microtornillo adyacente.
7
8
9

10
11
12 Si bien la estabilidad primaria se puede ver favorecida por alguno de los métodos
13 estudiados, se ve igual de influenciada por otros factores, como la madurez y calidad
14 del hueso en el que se coloca el MT, el grosor de la cortical, las micro vibraciones
15 que induce el operador, la inflamación de los tejidos y el procedimiento de carga,
16 entre otros⁽³²⁾. En cambio, la estabilidad secundaria, que se inicia aproximadamente
17 a las 3 semanas después de la colocación del microtornillo y aumenta a medida que
18 comienza la remodelación o cicatrización ósea, se ve mucho más favorecida por las
19 técnicas estudiadas. Es por esto que la mayoría de las técnicas tienen un mayor
20 impacto en la estabilidad secundaria, buscando aumentar la durabilidad del MT en
21 su sitio a largo plazo y traer beneficios clínicos⁽³²⁾. Sin embargo, Cho et al. (2013)
22 evidenció en su estudio que la estabilidad inicial es un factor clave que puede afectar
23 el éxito terapéutico, ayuda a prevenir la movilidad dentro de los límites fisiológicos
24 y, en consecuencia, ayudar a la formación de hueso nuevo en la interfaz
25 microtornillo-hueso⁽²⁶⁾, por lo tanto, sigue siendo de vital importancia la estabilidad
26 primaria. A su vez Kim & Kim (2016) concluyó en su ensayo que la mayor parte del
27 calcio y el fósforo detectados en los MT híbridos (tratados con CA/P y RBM) se
28 derivaron del hueso original y no del hueso recién formado, demostrando así la gran
29 importancia de la calidad del hueso en el que se coloca el MT para su estabilidad
30 primaria⁽¹⁵⁾.
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 Espinar-Escalona et al. (2016) trató la superficie del MT con grabado ácido que
4 puede ayudar al anclaje temporal de los MT de titanio, representando un paso
5 adelante en la dirección de reducir el tiempo previo a la carga de los MT al
6 incrementar su estabilidad durante el tratamiento de ortodoncia, sin inducir fractura
7 ósea y destrucción tisular durante la remoción⁽³⁰⁾. Choi et al. (2012) corroboró en su
8 experimento, que el tiempo de cicatrización de los MT sin tratamiento superficial es
9 más largo que el de los implantes con superficies tratadas. En las superficies lisas,
10 los procesos biológicos en la interfase ósea del implante son más lentos y las
11 propiedades de la capa oxidada de titanio nativo tardan más en verse afectadas.
12 Para minimizar el tiempo de mineralización, se lleva a cabo un tratamiento de
13 superficie de titanio para acelerar la formación de micro-adherencias entre el
14 implante y el hueso, sin embargo, para maximizar las ventajas del tratamiento de
15 superficie en MT los cambios de superficie deben ser mínimos después de la
16 colocación⁽¹³⁾.

17
18
19 Lemes-Vilani et al. (2015) al tratar la superficie de los MT con ácido nítrico,
20 hidroclorhídrico y sulfúrico, determinó que todos los grupos presentaron una
21 adecuada estabilidad primaria, sin embargo, se vio enfrentado al gran dilema de la
22 “carga inmediata”, pero al comparar su resistencia al ser sometidos a tratamiento
23 superficial en cinco períodos de carga diferentes encontraron tasas de éxito
24 similares en todos los períodos, lo que sugiere que los MT pueden cargarse de
25 inmediato de manera segura⁽¹⁶⁾. Mo et al. (2010) también determinó que para carga
26 inmediata los MT tratados con SAE pueden proporcionar una retención más estable
27 que los mecanizados, contribuyendo a la estabilidad primaria de estos⁽²²⁾.

1
2
3 Fernandes et al. (2017) en su tratamiento con ácido propuesto para los MT
4 también deja ver una mejora de la estabilidad primaria, demostrándose mediante la
5 inserción de torsiones o incluso la torsión medida una semana después de la
6 implantación. Este período no es suficiente para que los tejidos locales cicatricen y,
7 por lo tanto, proporcionen algún tipo de segunda cristalización (oseointegración)⁽¹⁷⁾.
8 Quien también logró una mejoría en la estabilidad primaria del MT fue Jang et al.
9 (2018) quien trató los MT con una solución de cloruro de calcio mejorando la
10 reacción ósea inicial al evitar la contaminación de la superficie del MT⁽¹⁹⁾. Oh-N et
11 al. (2014) concluyó que a pesar que la diabetes mellitus tipo 1 afecta la estabilidad
12 primaria del MT, al ser tratado en su superficie con SLA el paciente diabético
13 muestra resultados similares a los del paciente sano en su estabilidad primaria⁽²⁷⁾.
14
15

16 Algunos tratamientos mencionados también favorecieron la estabilidad
17 secundaria, que se caracteriza por una osteointegración que aumenta con el tiempo
18 y compensa la pérdida de estabilidad primaria a partir de la semana tres
19 aproximadamente. Suele en muchos casos ser medida a través del BIC 3D
20 (volumen de microtornillo-hueso), un enfoque alternativo útil para estimar la
21 estabilidad secundaria de los MT. Aunque si bien Kang et al. (2015) determinó que
22 en el tratamiento de superficie de los MT con láser aumentó significativamente la
23 rugosidad, no se logró mejorar el 3D BIC⁽¹²⁾. La falla en el estudio de Kang et al.
24 (2015) se explicaría porque una respuesta ósea óptima puede ser inducida por la
25 rugosidad moderada (1 a 2 μm), sin embargo, en este estudio, incluso la superficie
26 tratada con láser se consideraría una superficie lisa (inferior a 0,5 μm), por lo que
27 los autores refieren que sería adecuado aumentar aún más la rugosidad para
28 mejorar la retención mecánica primaria⁽¹²⁾.
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 Si bien Jang et al. (2018) con su tratamiento de superficie RBM propuesto
4 demostró proporcionar estabilidad temprana del MT alrededor de la segunda
5 semana después de la inserción, la estabilidad de la superficie mecanizada puede
6 disminuir en etapas tempranas a causa de la reabsorción ósea, aunque podría
7 recuperarse posteriormente por aposición de hueso nuevo⁽¹⁹⁾.
8
9
10
11
12
13
14
15
16

17 **CONCLUSIÓN**

18
19 Hay escasa evidencia sobre los tratamientos de superficie realizados en MT para
20 la mejora de su estabilidad. Técnicas pioneras como la generación de matrices de
21 nanotubos de óxido de titanio, fotofuncionalización mediada por rayos ultravioleta y
22 anodizado de superficie evidenciaron aumento de la estabilidad de los MT, siendo
23 necesaria la replicación de los estudios en humanos.
24
25
26
27
28
29

30
31 La utilización de técnicas convencionales tales como grabado ácido y arenado-
32 grabado ácido, no es concluyente en cuanto a su efecto en la estabilidad de los MT.
33 El estudio de las técnicas para tratar la superficie de los MT debe continuar, a modo
34 de hallar métodos que permitan la mejora de la estabilidad, para así realizar
35 tratamientos de ortodoncia más eficientes.
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

REFERENCIAS

1. Karmarker S, Yu W, Kyung H-M. Effect of surface anodization on stability of orthodontic microimplant. *Korean J Orthod.* febrero de 2012;42(1):4-10.
2. Baek S-H, Kim B-M, Kyung S-H, Lim JK, Kim YH. Success Rate and Risk Factors Associated with Mini-Implants Reinstalled in the Maxilla. *Angle Orthod.* septiembre de 2008;78(5):895-901.
3. Wu T-Y, Kuang S-H, Wu C-H. Factors Associated With the Stability of Mini-Implants for Orthodontic Anchorage: A Study of 414 Samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg.* agosto de 2009;67(8):1595-9.
4. Atsumi, M, Park S, Wang S. Methods uses to Assess Implant Stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* septiembre de 2007; 22(5):743-54
5. Labaye PG, Villena RH, García MAP, Castaño NE, Martínez AB. Microtornillos: una revisión. *Av En Periodoncia E Implantol Oral.* 2014;26(1):25-38.
6. Alkadhimi A, Al-Awadhi EA. Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. *J Orthod.* abril de 2018;45(2):102-14.
7. Abraham S, Paul M. Micro implants for orthodontic anchorage: A review of complications and management. *J Dent Implants.* julio de 2013;3(2):165-165.
8. Gansukh O, Jeong J-W, Kim J-W, Lee J-H, Kim T-W. Mechanical and Histological Effects of Resorbable Blasting Media Surface Treatment on the Initial Stability of Orthodontic Mini-Implants [Internet]. *BioMed Research*

- 1
2
3 International. 2016 [citado 10 de marzo de 2020]. Disponible en:
4
5 <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2016/7520959/>
6
7
8 9. Jang I, Shim S-C, Choi D-S, Cha B-K, Lee J-K, Choe B-H, et al. Effect of TiO₂
9
10 nanotubes arrays on osseointegration of orthodontic miniscrew. *Biomed*
11
12 *Microdevices*. agosto de 2015;17(4):1-7.
13
14
15 10. Jang I, Choi D-S, Lee J-K, Kim W-T, Cha B-K, Choi W-Y. Effect of drug-loaded
16
17 TiO₂ nanotube arrays on osseointegration in an orthodontic miniscrew: an in-
18
19 vivo pilot study. *Biomed Microdevices*. diciembre de 2017;19(4):1-7.
20
21
22 11. Tabuchi M, Ikeda T, Nakagawa K, Hirota M, Park W, Miyazawa K, et al.
23
24 Ultraviolet photofunctionalization increases removal torque values and
25
26 horizontal stability of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.
27
28 agosto de 2015;148(2):274-82.
29
30
31 12. Kang H-K, Chu T-M, Dechow P, Stewart K, Kyung H-M, Liu SS-Y. Laser-treated
32
33 stainless steel mini-screw implants: 3D surface roughness, bone-implant
34
35 contact, and fracture resistance analysis. *Eur J Orthod*. abril de 2016;38(2):154-
36
37 62.
38
39
40 13. Choi S-H, Cha J-Y, Joo U-H, Hwang C-J. Surface changes of anodic oxidized
41
42 orthodontic titanium miniscrew. *Angle Orthod*. mayo de 2012;82(3):522-8.
43
44
45 14. Oh E-J, Nguyen T-DT, Lee S-Y, Jeon Y-M, Bae T-S, Kim J-G. Enhanced
46
47 compatibility and initial stability of Ti6Al4V alloy orthodontic miniscrews
48
49 subjected to anodization, cyclic precalcification, and heat treatment. *Korean J*
50
51 *Orthod*. septiembre de 2014;44(5):246-53.
52
53
54
55
56
57
58
59
60

15. Kim H-Y, Kim S-C. Bone cutting capacity and osseointegration of surface-treated orthodontic mini-implants. *Korean J Orthod.* noviembre de 2016;46(6):386-94.
16. Vilani GNL, Ruellas AC de O, Elias CN, Mattos CT, Vilani GNL, Ruellas AC de O, et al. Stability of smooth and rough mini-implants: clinical and biomechanical evaluation - an in vivo study. *Dent Press J Orthod.* octubre de 2015;20(5):35-42.
17. Fernandes DJ, Marques RG, Elias CN. Influence of acid treatment on surface properties and in vivo performance of Ti6Al4V alloy for biomedical applications. *J Mater Sci Mater Med.* octubre de 2017;28(10):1-11.
18. Park H-J, Choi S-H, Choi YJ, Park Y-B, Kim K-M, Yu H-S. A prospective, split-mouth, clinical study of orthodontic titanium miniscrews with machined and acid-etched surfaces. *Angle Orthod.* diciembre de 2018;89(3):411-7.
19. Jang T-H, Park J-H, Moon W, Chae J-M, Chang N-Y, Kang K-H. Effects of acid etching and calcium chloride immersion on removal torque and bone-cutting ability of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* julio de 2018;154(1):108-14.
20. Yücesoy, Türker, Dilara Seker E, Cenkci E, Yay A, Alkan A. Histologic and Biomechanical Evaluation of Osseointegrated Miniscrew Implants Treated with Ozone Therapy and Photobiomodulation at Different Loading Times. *diciembre de 2019;34(6):1337-45.*
21. Maino BG, Di Blasio A, Spadoni D, Ravanetti F, Galli C, Cacchioli A, et al. The integration of orthodontic miniscrews under mechanical loading: a pre-clinical study in rabbit. *Eur J Orthod.* octubre de 2017;39(5):519-27.

- 1
2
3 22. Mo S-S, Kim S-H, Kook Y-A, Jeong D-M, Chung K-R, Nelson G. Resistance to
4 Immediate Orthodontic Loading of Surface-Treated Mini-Implants. *Angle*
5 *Orthod.* octubre de 2009;80(1):123-9.
6
7
8
9
10 23. Kim S-H, Lee S-J, Cho I-S, Kim S-K, Kim T-W. Rotational Resistance of
11 Surface-Treated Mini-Implants. *Angle Orthod.* julio de 2009;79(5):899-907.
12
13
14 24. Chaddad K, Ferreira AndréFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of Surface
15 Characteristics on Survival Rates of Mini-Implants. *Angle Orthod.* enero de
16 2008;78(1):107-13.
17
18
19 25. Calderón JH, Valencia RM, Casasa AA, Sánchez MA, Espinosa R, Ceja I.
20 Biomechanical Anchorage Evaluation of Mini-Implants Treated With
21 Sandblasting and Acid Etching in Orthodontics. *Implant Dent.* agosto de
22 2011;20(4):273-9.
23
24
25 26. Cho Y-C, Cha J-Y, Hwang C-J, Park Y-C, Jung H-S, Yu H-S. Biologic stability
26 of plasma ion-implanted miniscrews. *Korean J Orthod.* junio de 2013;43(3):120-
27 6.
28
29
30 27. Oh N-H, Kim E-Y, Paek J, Kook Y-A, Jeong D-M, Cho I-S, et al. Evaluation of
31 Stability of Surface-Treated Mini-Implants in Diabetic Rabbits. *Int J Dent*
32 [Internet]. 2014 [citado 10 de marzo de 2020]; Disponible en:
33 <https://www.hindawi.com/journals/ijd/2014/838356/>
34
35
36
37 28. Sirisa-Ard A, Michael SNW, Ahmed K, Dunstan CR, Pearce SG, Bilgin AA, et al.
38 Histomorphological and torque removal comparison of 6 mm orthodontic
39 miniscrews with and without surface treatment in New Zealand rabbits. *Eur J*
40 *Orthod.* diciembre de 2015;37(6):578-83.
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1
2
3 29. Yadav S, Upadhyay M, Roberts WE. Biomechanical and histomorphometric
4 properties of four different mini-implant surfaces. Eur J Orthod. diciembre de
5 2015;37(6):627-35.
6
7
8
9
10 30. Espinar-Escalona E, Bravo-Gonzalez L-A, Pegueroles M, Gil FJ. Roughness
11 and wettability effect on histological and mechanical response of self-drilling
12 orthodontic mini-implants. Clin Oral Investig. junio de 2016;20(5):1115-20.
13
14
15
16
17 31. Chang C-S, Lee T-M, Chang C-H, Liu J-K. The effect of microrough surface
18 treatment on miniscrews used as orthodontic anchors. Clin Oral Implants Res.
19 octubre de 2009;20(10):1178-84.
20
21
22
23
24 32. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of the surgical
25 technique and surface roughness on the primary stability of an implant in
26 artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study.
27 Clin Oral Implants Res. abril de 2009;20(4):327-32.
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Tabla 1: Publicaciones incluidas, tratamientos de superficie realizados, tipo de microtornillo y lugar de instalación.

| Publicación | Tratamiento de superficie investigado | Nº total de microtornillos utilizados | Tipo de microtornillo instalado | Lugar de instalación | Tiempo al momento de medición |
|-------------------------|---|---------------------------------------|---|-------------------------------------|-------------------------------|
| Karmarker et al. (2012) | Anodizado de superficie | 36 | 1,3x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia conejo | 6 semanas |
| Gansukh et al. (2016) | <i>Resorbable blasting media</i> (RBM) | 96 | 1,6x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés | 2 semanas |
| Jang et al. (2015) | Matrices de nanotubos de óxido de titanio | 8 | Autoclavable, 1,6x6,0 mm Aleación Titanio | Pierna de conejo neozelandés | 8 semanas |
| Jang et al. (2017) | Matrices de nanotubos de óxido de titanio: 1) Cargadas con ibuprofeno 2) Cargadas con factor de crecimiento óseo RhBMP2 | 24 | Autoclavable, 1,6x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés | 8 semanas |
| Tabuchi et al. (2015) | Fotofuncionalización mediada por rayos ultravioleta | No especifica | Autoclavable, 1,4x6,0 mm Aleación Titanio | Fémur de Rata <i>Sprague-Dawley</i> | 3 semanas |
| Kang et al. (2015) | Láser de 1064 nanómetros | 48 (24 <i>in vivo</i>) | 1,2-1,3x6,0 mm Acero inoxidable | Maxilares perros <i>Beagle</i> | 8 semanas |

| | | | | | |
|----------------------------|--|----|---|---|---|
| Choi et al. (2012) | Anodizado de superficie | 8 | 1,5x7,0 mm Aleación Titanio | Mandíbula perros <i>Beagle</i> | 12 semanas |
| Oh-E et al. (2014) | Anodizado de superficie, precalcificación y calor (APH) | 32 | 1,4x4,0 mm Aleación Titanio | Tibia de rata <i>Wistar</i> | 3 y 6 semanas |
| Kim & Kim (2016) | 1) <i>Resorbable blasting media</i> (RBM) 2) Grabado ácido (hidroclorhídrico y nítrico) | 96 | Autoclavable, 1,6x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés | 4 y 8 semanas |
| Lemes-Vilani et al. (2015) | Grabado ácido (hidroclorhídrico, sulfúrico y nítrico) | 36 | 1,5x6,0 mm Aleación Titanio | Maxilares de perros <i>Mongrel</i> | 16 semanas |
| Fernandes et al. (2017) | Grabado ácido (Sulfúrico y nítrico) | 48 | Autoclavable 1,5x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés | 4 y 8 semanas |
| Park et al. (2018) | Grabado ácido | 98 | Autoclavable 1,6x6,0 mm Aleación Titanio | Entre premolar y primer molar de maxilar y mandíbula de humanos | Inmediatamente después y a los 6 meses |

| | | | | | |
|------------------------|--|-----|--|---|---------------------------|
| Jang et al. (2018) | 1) Grabado ácido (hidroclorhídrico y nítrico) 2) Grabado ácido e inmersión en cloruro de calcio ECG | 126 | Autoclavable 1,4x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés | 1, 4 y 7 semanas |
| Yücesoy et al. (2019) | 1) Ozonoterapia 2) Fotobiomodulación | 18 | 1,8x8,0 mm Titanio puro | Tibia de conejo neozelandés Oryctolagus Cuniculus L. | 0, 4 y 8 semanas |
| Maino et al. (2017) | Arenado y grabado ácido SAE | 64 | 1,5x6,5 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés | 12 semanas |
| Mo et al. (2010) | Arenado y grabado ácido SAE | 340 | 1,8x9,5 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo | 3 días, 1, 6 y 10 semanas |
| Kim et al. (2009) | Arenado con grano grande y grabado ácido SLA | 96 | 1,8x8,5 mm Aleación Titanio | Maxilares perros <i>Beagle</i> | 8 semanas |
| Chaddad et al. (2008) | Arenado con grano grande y grabado ácido SLA | 32 | Autoperforante 1,8x8,5–9,5 mm Titanio puro | Entre premolar y primer molar de maxilar y mandíbula de humanos | 7, 14, 30, 60 y 150 días |
| Calderón et al. (2011) | Arenado y grabado ácido | 24 | Autoperforante 3M Unitek - IMTEC Ortho 6,0, 8,0 y 10,0 mm | Humanos | 6 meses |

| | | | | | | |
|--|---------------------------------------|--|-----|--|---|-------------------|
| 1 2 3 4 5 6 7 8 9 | Cho et al. (2013) | 1) Iones plasma 2) Grabado ácido (SLA) | 32 | Autoperforante 1,45x6,0 mm | Maxilar y mandíbula de perros <i>Beagles</i> | 3 y 12 semanas |
| 10 11 12 13 14 15 16 17 | Oh-N et al. (2014) | Arenado con grano grande y grabado ácido SLA | 48 | Autoperforante 1,8x8,5 mm Aleación Titanio | Tibia de conejo neozelandés sano y diabético | 4 semanas |
| 18 19 20 21 22 23 24 | Sirisa Ard et al. (2015) | Arenado con grano grande y grabado ácido SLA | 47 | Autoclavable 1,5x6,0 mm Aleación Titanio | Fémur de conejo neozelandés | 0 y 8 semanas |
| 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 | Yadav et al. (2015) | 1) Arenado con grano grande y grabado ácido SLA 2) Grabado ácido 3) Arenado grano grande Alúmina | 128 | Autoclavable 1,6x6,0 mm Aleación Titanio | Tibia y fémur de conejo neozelandés | 8 semanas |
| 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 | Espinar- Escalona et al. (2016) | 1) Arenado con grano grande y grabado ácido SLA 2) Grabado ácido 3) Arenado grano grande Alúmina | 20 | Autoclavable 2,0x9,0 mm Titanio puro | Fémur de conejo neozelandés | 10 semanas |

| | | | | | | |
|----|--------------|------------------|-----|------------------|-----------------|---------------|
| 1 | | | | | | |
| 2 | | | | | | |
| 3 | | | | | | |
| 4 | Chang et al. | 1) Arenado con | 144 | 1,3x8,0 mm | Tibia de conejo | 2, 4 , 8 y 12 |
| 5 | (2009) | grano grande y | | Aleación Titanio | neozelandés | semanas |
| 6 | | grabado ácido | | | | |
| 7 | | SLA | | | | |
| 8 | | 2) Arenado con | | | | |
| 9 | | grano grande y | | | | |
| 10 | | grabado alcalino | | | | |
| 11 | | SL/NaOH | | | | |
| 12 | | | | | | |
| 13 | | | | | | |
| 14 | | | | | | |
| 15 | | | | | | |
| 16 | | | | | | |
| 17 | | | | | | |
| 18 | | | | | | |
| 19 | | | | | | |
| 20 | | | | | | |
| 21 | | | | | | |
| 22 | | | | | | |
| 23 | | | | | | |
| 24 | | | | | | |
| 25 | | | | | | |
| 26 | | | | | | |
| 27 | | | | | | |
| 28 | | | | | | |
| 29 | | | | | | |
| 30 | | | | | | |
| 31 | | | | | | |
| 32 | | | | | | |
| 33 | | | | | | |
| 34 | | | | | | |
| 35 | | | | | | |
| 36 | | | | | | |
| 37 | | | | | | |
| 38 | | | | | | |
| 39 | | | | | | |
| 40 | | | | | | |
| 41 | | | | | | |
| 42 | | | | | | |
| 43 | | | | | | |
| 44 | | | | | | |
| 45 | | | | | | |
| 46 | | | | | | |
| 47 | | | | | | |
| 48 | | | | | | |
| 49 | | | | | | |
| 50 | | | | | | |
| 51 | | | | | | |
| 52 | | | | | | |
| 53 | | | | | | |
| 54 | | | | | | |
| 55 | | | | | | |
| 56 | | | | | | |
| 57 | | | | | | |
| 58 | | | | | | |
| 59 | | | | | | |
| 60 | | | | | | |