



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DEL NIÑO Y ORTOPEDIA DENTOMAXILAR
ÁREA DE ORTODONCIA**

**COMPARACIÓN DE LA DEFORMACIÓN, FUERZA MÁXIMA Y FUERZA DE
ROTURA ENTRE TRES MINIPLACAS DE OSTEOSÍNTESIS UTILIZADAS PARA
TRACCIÓN ORTODÓNTICA, ESTUDIO PILOTO**

Diego Ignacio Maturana Loyola

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Eduardo Álvarez Palacios

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Rubén Fernández Urrutia

Prof. Dr. Arnoldo Hernández Caldera

Adscrito a Proyecto PRI-ODO 2021/13

Santiago – Chile

2023



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DEL NIÑO Y ORTOPEDIA DENTOMAXILAR
ÁREA DE ORTODONCIA**

**COMPARACIÓN DE LA DEFORMACIÓN, FUERZA MÁXIMA Y FUERZA DE
ROTURA ENTRE TRES MINIPLACAS DE OSTEOSÍNTESIS UTILIZADAS PARA
TRACCIÓN ORTODÓNTICA, ESTUDIO PILOTO**

Diego Ignacio Maturana Loyola

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Eduardo Álvarez Palacios

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Rubén Fernández Urrutia

Prof. Dr. Arnoldo Hernández Caldera

Adscrito a Proyecto PRI-ODO 2021/13

Santiago – Chile

2023

DEDICATORIA

*Ring the bells that still can ring
Forget your perfect offering
There is a crack, a crack in everything
That's how the light gets in*

Leonard Cohen

*A Catalina por ser todo
A mis padres por confiar en mi durante este proceso
A mi hermano por ser mi puente a la infancia
A mis abuelos por su cariño eterno
A mi tía Meme, sé que aún me acompañas
A mis amigos y familia por los momentos felices*

AGRADECIMIENTOS

A mi tutor Dr. Eduardo Álvarez por permitirme ser parte de este proyecto y todo el aprendizaje que obtuve en el proceso.

A mis tutores asociados Dr. Arnoldo Hernández y Rubén Fernández por su tiempo y aportes plasmados en este trabajo.

A Hugo Barrera que sin su ayuda no habría sido posible el desarrollo de este trabajo.

A los docentes que durante estos años me han enseñado más que solo odontología.

A los funcionarios de la facultad, en especial a la Glorita y Moni, son personas maravillosas.

ÍNDICE

1. RESUMEN	9
2. INTRODUCCIÓN	10
3. MARCO TEÓRICO	12
3.1 ANCLAJE ESQUELÉTICO.....	12
3.2 MINIPLACAS COMO ANCLAJE ESQUELÉTICO.....	13
3.3 PROPIEDADES MECANICAS DE LAS MINIPLACAS.....	17
3.4 CONSIDERACIONES CLÍNICAS.....	22
4. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	23
4.1 HIPÓTESIS.....	23
4.2 OBJETIVO GENERAL.....	23
4.3 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	23
5. MATERIALES Y MÉTODOS	24
5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.....	25
5.2 PRUEBA MECÁNICA.....	26
5.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS.....	27
6. RESULTADOS	29
6.1 DIAGRAMA DE FUERZA DEFORMACION.....	29
6.2 FUERZA MÁXIMA Y FUERZA DE ROTURA.....	34
6.3 DEFORMACIÓN AL MOMENTO DE ROTURA.....	35

7. DISCUSIÓN	39
<i>7.1 ASPECTOS QUE INFLUYEN EN LA DEFORMACIÓN</i>	39
<i>7.2 ANÁLISIS DE ROTURA</i>	43
8. CONCLUSIONES	47
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS

FIGURA 1. Dos miniplacas ancladas a un modelo anatómico mediante tornillos..	14
FIGURA 2. Miniplaca utilizada como anclaje esquelético en paciente clase II, 2 con sobremordida.....	15
FIGURA 3. Los cuatro tipos de miniplacas.....	16
FIGURA 4. Diagrama de Esfuerzo-Deformación.....	19
FIGURA 5. Miniplacas evaluadas.....	24
FIGURA 6. Mecanismo de fijación.....	26
FIGURA 7. Miniplaca posicionada para la prueba de tracción.....	27
FIGURA 8. Diagrama de fuerza deformación de miniplacas Osteomed.....	31
FIGURA 9. Diagrama de fuerza deformación de miniplacas Bone Plate.....	32
FIGURA 10. Diagrama de fuerza deformación de miniplacas Anchorfix.....	33
FIGURA 11. Secuencia de la deformación.....	36
TABLA 1. Resumen de la comparación de fuerza y deformación.....	38
FIGURA 12. Perforaciones de miniplacas con diagrama de la secante y arco previo y posterior a la deformación.....	40
FIGURA 13. Perforaciones de miniplacas con diagrama de arcos y radios proyectados.....	41
FIGURA 14. Comparación de deformación del bisel.....	42

1. RESUMEN

Introducción: El anclaje esquelético significó un cambio significativo en la biomecánica del movimiento dentario, ya que permite un anclaje fijo y estable en los tratamientos de ortodoncia. Uno de los dispositivos de uso más frecuente en esta práctica clínica son las miniplacas de titanio, las cuales presentan ventajas comparativas que les dan mayor versatilidad y estabilidad con respecto a otras alternativas. La variedad de miniplacas en el mercado, hacen necesario conocer las propiedades mecánicas de estas para determinar la mejor alternativa terapéutica del caso en particular, en esta misma perspectiva se espera que este conocimiento sea una herramienta que permita mayores tasas de éxito clínico, como también reducir los costos de atención.

Materiales y métodos: Se sometió a prueba de tracción en máquina de ensayo universal de acuerdo con la norma ASTM International E8M a tres tipos de miniplacas comercializadas en Chile (Bone Plate, Osteomed y Anchorfix), hasta el punto de fractura para determinar y comparar la deformación, fuerza máxima y fuerza de rotura; posteriormente se realizó análisis estadístico mediante test de ANOVA y post hoc con corrección de Bonferroni; Kruskal-Wallis y Mann Whitney según correspondiera.

Resultados: Al comparar las miniplacas entre sí, se obtuvieron diferencias significativas en su fuerza máxima ($F = 365,6216$; $p = 0$), fuerza de rotura ($F = 163,245$; $p < 0,00001$), deformación hasta la rotura ($F = 5,530$; $p = 0,01$) y deformación relativa hasta la rotura ($H = 8,223$; $p = 0,016$). En donde Osteomed presentó los valores más bajos, tanto en fuerza (fuerza máxima: 460,15 N ($\pm 11,63$) y fuerza de rotura: 371,28 N ($\pm 32,15$)) y deformación (3,15 mm ($\pm 0,48$), 48,48% ($\pm 7,40$)); y Bone Plate los valores más altos de fuerza (fuerza máxima: 815,90 N ($\pm 12,22$) y fuerza de rotura: 722,77 N ($\pm 27,28$)).

Conclusión: Existe una diferencia estadísticamente significativa en la fuerza máxima y fuerza de rotura, como también en la deformación de rotura entre los tipos de miniplacas evaluados, sin embargo, todas las miniplacas tienen valores compatibles y seguros para su uso en ortodoncia.

2. INTRODUCCIÓN

El uso de anclaje esquelético ha sido un gran avance en la práctica de la ortodoncia, lo cual ha permitido mejorar el control de la mecánica ortodóntica y aumentar la eficiencia del tratamiento. Superando así al anclaje dentario en cuanto a estabilidad y predictibilidad del tratamiento (Wehrbein y Göllner, 2007).

Las miniplacas de titanio son uno de los dispositivos de anclaje esquelético más comunes y efectivos en la práctica clínica actual. Estas miniplacas se insertan en el hueso cortical y proporcionan una base rígida para la aplicación de fuerzas ortodónticas, lo que permite un mayor control de la posición dentaria (Wehrbein y Göllner, 2007). Además, presentan ventajas comparativas con respecto a otros dispositivos como los mini implantes, entre estas mejor estabilidad y versatilidad (Silva y cols., 2021) (Chen y cols., 2007).

Por otra parte, las miniplacas pueden soportar cargas mecánicas mayores y son menos propensas a fallar en comparación con otros dispositivos de anclaje esquelético (Sugawara, 2014). Sin embargo, debido a la mayor exigencia mecánica que suele requerirse en estos dispositivos, resulta importante tener en cuenta las propiedades mecánicas de las miniplacas para garantizar su eficacia y seguridad en el tratamiento ortodóntico.

En el mercado es posible encontrar miniplacas en diferentes formatos y diseños, lo que ha llevado a la existencia de una gran cantidad de información y variedad de productos, pero aún hay disponible pocos datos comparativos entre las diferentes miniplacas. Por lo tanto, la comparación de las propiedades morfofuncionales de distintas miniplacas puede ayudar a tomar una correcta decisión clínica en cuanto al tipo de placa a utilizar en cada caso al que se enfrenta el profesional (Carter, 1992) (Loukota y Shelton, 1995).

El estudio de las propiedades de estos dispositivos, incluida la deformación y fuerza máxima y de rotura, en base a pruebas mecánicas permitirá identificar los límites dimensionales y de manipulación de las miniplacas, reducir los tiempos de adaptación, reducir los gastos de la práctica clínica, entre otras ventajas.

Dado el escenario de la ya mencionada falta de estudios comparativos entre las propiedades mecánicas de las miniplacas y la relevancia que estas propiedades tienen en la elección del modelo a usar en cada caso clínico, es por lo que la presente investigación busca evaluar la deformación y fuerza máxima y de rotura, de tres miniplacas comercializadas en Chile y de este modo generar un insumo teórico a la práctica clínica que facilite al profesional la selección del dispositivo a utilizar.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. ANCLAJE ESQUELÉTICO

Uno de los mayores desafíos de la ortodoncia es encontrar el anclaje suficiente para el movimiento dentario planificado, sin que éste sea acompañado de la aparición de efectos dentoalveolares desfavorables (Heymann y cols., 2010). Es en esta tarea donde el anclaje esquelético ha demostrado ser un gran avance para la disciplina, ya que permite un punto de anclaje fijo e inmóvil en la cavidad oral, facilitando el movimiento ortodóntico al evitar el desplazamiento de la unidad de resistencia. Ampliando de esta manera el espectro de tratamiento de ortodoncia actual, al garantizar un control absoluto del anclaje evitando reacciones impredecibles propias del anclaje dentario, reduciendo así los efectos secundarios no deseados (Wehrbein y Göllner, 2007).

El anclaje esquelético se basa en el principio de la osteointegración, que describe un contacto directo entre el tejido óseo y el dispositivo. Y se ha posicionado como una herramienta fiable, incluyendo entre sus usos: el anclaje ortodóntico-protésico, ortodóntico y en terapia ortopédica (Wehrbein y Göllner, 2007).

El uso de anclaje esquelético ha demostrado tener un éxito clínico superior al 90%, y se ha descrito que, en tratamientos bien planificados, son raras las complicaciones relacionadas al uso de estos dispositivos, estando asegurada una excelente biomecánica del movimiento dentario y control de anclaje, incluso en pacientes no cooperadores (Wehrbein y Göllner, 2007). Los fallos clínicos más frecuentes son las complicaciones durante la aplicación y retiro del dispositivo, fractura del dispositivo, infecciones y lesión radicular. Estos están relacionados con factores tales como la higiene oral deficiente, enfermedades previas, consumo de tabaco, alteraciones de mucosas, errores en el protocolo quirúrgico y cargas inapropiadas (Leo y cols., 2016).

El uso de dispositivos de anclaje temporal ha permitido ampliar la gama de discrepancias que pueden ser tratadas mediante el movimiento dentario

ortodóntico, incluyendo de esta manera casos que tradicionalmente eran tratados con cirugía ortognática (Silva y cols., 2021). Existe una amplia diversidad de dispositivos disponibles como implantes, mini tornillos, implantes palatinos y miniplacas; todos estos deben cumplir con los requisitos de generar tensiones mínimas, ser de uso simple, seguros para el paciente y tener una alta tasa de éxito (Wehrbein y Göllner, 2007).

Se ha observado que el manejo mediante miniplacas es una alternativa más efectiva que los mini implantes al soportar cargas de mayor intensidad y de mayor extensión en los arcos dentarios (Silva y cols., 2021). De este modo, a pesar de implicar una cirugía de mayor complejidad en comparación a los mini tornillos, tanto en su instalación como remoción, las miniplacas presentan una mayor estabilidad comparada con estos dispositivos (Chang y Tseng, 2014). Las miniplacas, también ofrecen mayor versatilidad al poder anclarse a sitios más alejados de las raíces dentarias o con hueso de mejor calidad, en caso de ser necesario (Chen y cols. 2007).

3.2. MINIPLACAS COMO ANCLAJE ESQUELÉTICO

Las miniplacas consisten en un sistema de placa perforada y tornillos de fijación, lo que permite que sea anclada al hueso cortical (Figura 1). Ambos elementos están constituidos de titanio (Ti) o aleaciones de éste consideradas como titanio comercialmente puro, por tanto, son biocompatibles y capaces de generar osteointegración temporal (Janssen y cols., 2008). Estas placas tienen un acabado liso y pulido, y contienen en su superficie contaminantes propios de la fabricación, los que participan en la osteointegración, permitiendo así su función de anclaje temporal (Durán y cols., 2020).

Existen diferentes grados de titanio, siendo los más comunes en odontología los del tipo 1 al 4, que se consideran comercialmente puros. Las diferencias entre estos grados son causadas por la concentración de elementos intersticiales presentes en el titanio, siendo el grado 4 el que presenta una mayor concentración

de éstos. En general, la resistencia a la tracción y el rendimiento mecánico aumenta a mayor grado (Galli y cols., 2012) (Sugawara, 2014). En particular, las miniplacas suelen ser confeccionadas con titanio grado 2 (Thébault y cols., 2011).

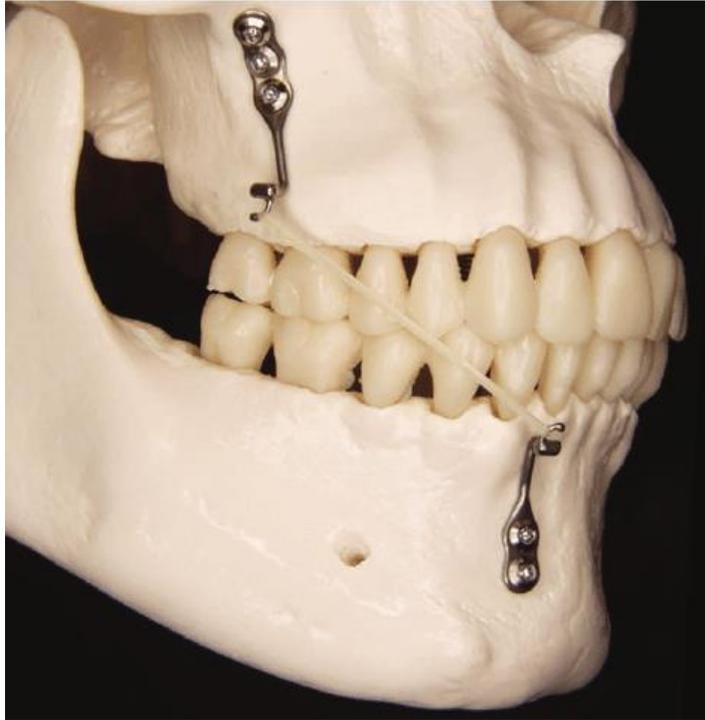


Figura 1. Dos miniplacas ancladas a un modelo anatómico mediante tornillos (De Clerck y Swennen., 2011).

Las miniplacas presentan varias ventajas comparativas con respecto a otros dispositivos de anclaje, como son la estabilidad rotacional y la posibilidad de ser anclados a espacios anatómicos inaccesibles a otras formas de anclaje. Aunque el uso de estas suele implicar técnicas más complejas y mayor tiempo para su inserción y extracción (Wehrbein y Göllner,2007).

La utilización de miniplacas como anclaje óseo temporal en tratamientos de ortodoncia inicia en 1985 (Jenner y Fitzpatrick, 1985), donde el uso de miniplacas como anclaje ortodóntico fue concebido inicialmente para la distalización de los molares inferiores, sin embargo, el uso de estos dispositivos ha ganado

popularidad existiendo actualmente varias aplicaciones clínicas de estos dispositivos de anclaje (Faber y cols.,2008).

Ya en 1992 estas empiezan a ser utilizadas en maxilar y mandíbula como asistencia en la corrección de mordida abierta esquelética en pacientes adultos (Umemori y cols., 1999). Esta aplicación ha permitido proporcionar un anclaje más seguro cuando se requieren fuerzas de mayor intensidad, como es el caso de los tratamientos ortopédicos (Cornelis y cols., 2008) y a su vez lograr resolver tratamientos complejos de manera más simple y predecible, disminuyendo la duración de estos tratamientos y reducir la necesidad de cirugía ortognática (Faber y cols., 2008) De este modo el uso de miniplacas como anclaje esquelético ha entregado a los profesionales nuevas posibilidades en el tratamiento de ortodoncia (figura 2), otorgando además de los beneficios ya mencionados una mayor comodidad durante el tratamiento al profesional (Thébault y cols.,2011) (Durán y cols., 2020).

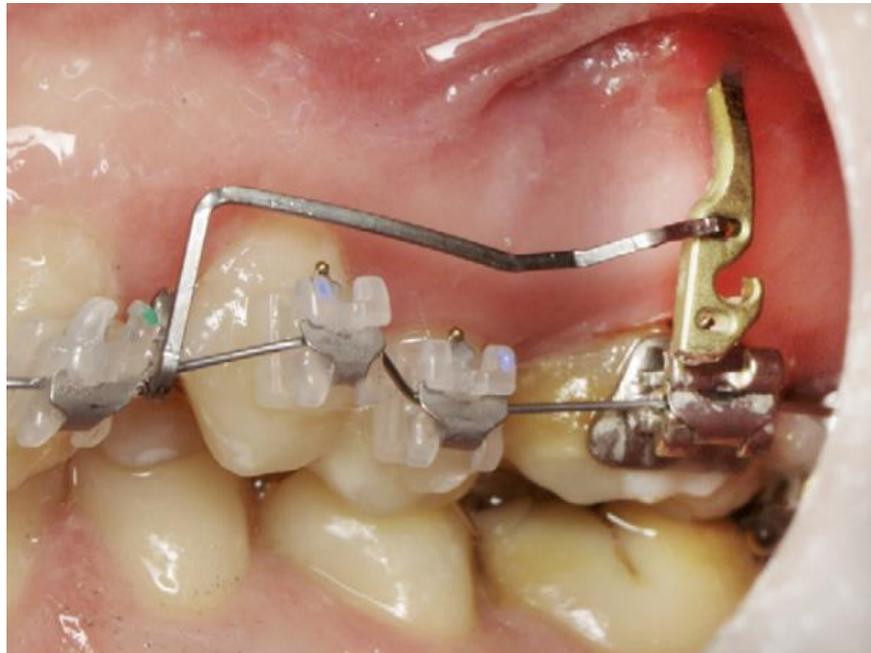


Figura 2. Miniplaca utilizada como anclaje esquelético en paciente clase II, 2 con sobremordida (Thébault y cols, 2011).

Estudios en humanos han demostrado una tasa de éxito entre el 85,4% y 100%. Otorgando un anclaje estable para el movimiento ortodóntico, particularmente en casos de distalización dentaria en mandíbula, protrusión e intrusión de molares en maxilar; Permitiendo dar uso al área infracigomática como un sitio útil para el anclaje (Janssen y cols., 2008).

Existen en el mercado diversos diseños de miniplacas variando la forma y tamaño de éstas (Figura 3), sin embargo, todas las miniplacas constan de tres partes: cabeza, brazo y cuerpo. La cabeza se expone a nivel intraoral y viene en la siguiente variedad de formas: circular, de gancho y tubular; la porción del brazo es transgingival o transmucosa y tiende a ser rectangular o redonda; el cuerpo se clasifica en 4 formas básicas: "T", "L", "Y" e "I" (rectas) y es la sección que va fijada a la superficie ósea en el hueso cortical maxilar o mandibular mediante dos o tres micro tornillos (Sugawara, 2014).

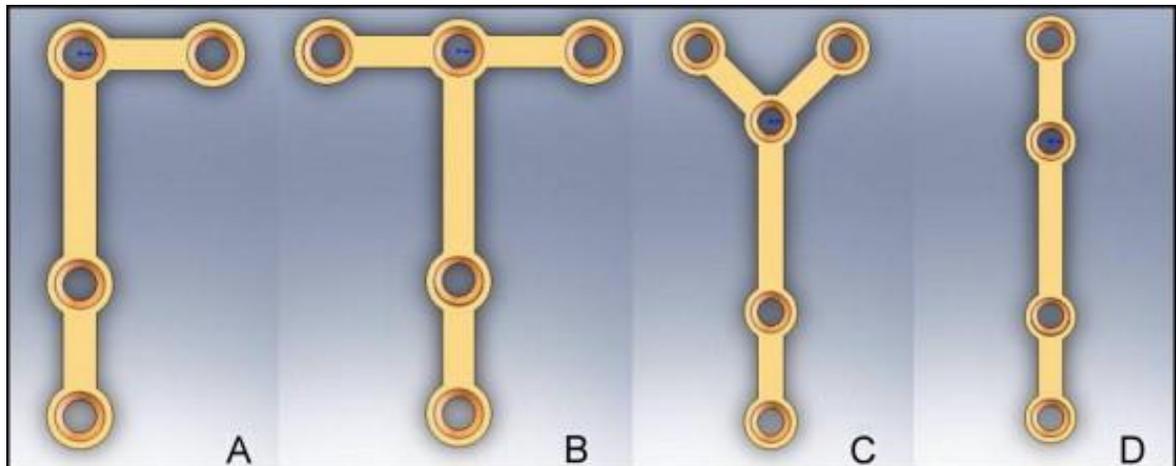


Figura 3. Los cuatro tipos de miniplacas: A, tipo L; B, tipo T; C, tipo Y; D, tipo I (Huang y cols., 2012).

3.3 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS MINIPLACAS

Las miniplacas son comercializadas en diferentes formatos y diseños, lo que ha generado una gran cantidad de información y variedad de productos, pero aún hay disponible pocos datos comparativos entre las diferentes miniplacas. Por lo tanto, la comparación de las propiedades morfofuncionales de distintas miniplacas puede ayudar a tomar una correcta decisión clínica en cuanto al tipo de placa a utilizar en cada caso al que se enfrenta el profesional. Debido a que estas son manipuladas previamente para la adaptación al hueso por el cirujano, dando la forma requerida, es necesario para una buena práctica el conocimiento de cuáles son los límites y rangos en que las distintas opciones del mercado presentan una performance adecuada y predecible. Un ejemplo concreto de este tipo de decisión se presenta cuando se considera la utilización de una placa perforada larga y continua, que se puede cortar y adaptar a la medida; adaptar esta placa resulta más económico que almacenar muchas placas de diferentes longitudes, pero es necesario determinar de forma segura si esta placa proporcionará las propiedades mecánicas necesarias para su uso (Carter, 1992) (Loukota y Shelton, 1995).

Para definir la utilidad clínica de las miniplacas existen tres valores de propiedades mecánicas críticos: el módulo de elasticidad y la carga y esfuerzo normal máximo en el límite proporcional. El módulo de elasticidad o rigidez es proporcional a la pendiente de la curva de esfuerzo-deformación, este módulo de elasticidad se calcula utilizando la mecánica de flexión de las miniplacas durante la carga de tracción aplicada al final de esta. El límite proporcional es donde ocurre la transición de deformación elástica a plástica y se observa al inicio de la respuesta no lineal a la carga. En cuanto a las cargas se registran en el límite proporcional indicando el inicio de la deformación plástica (permanente) del material. Por su parte el esfuerzo normal máximo sobre una sección transversal se calcula sobre el límite proporcional y representa el esfuerzo de fluencia del material (Kirsten y cols., 2011).

El módulo de elasticidad corresponde a la medida de rigidez de un material, definido como la relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación resultante en

un segmento lineal hasta el límite elástico (figura 4). Este módulo es utilizado para evaluar la estabilidad mecánica de los dispositivos de anclaje esquelético, en las miniplacas al estar fabricadas de diferentes materiales, como el titanio y aleaciones de titanio, es importante conocer el módulo de elasticidad de cada modelo para determinar su capacidad para soportar las fuerzas mecánicas durante el tratamiento ortodóntico, ya que un material tendrá menor deformación cuando su módulo de elasticidad es mayor, por lo que se considera al material como más rígido; en cambio un menor módulo de elasticidad determinará que el material es más flexible. Esta relación se puede observar gráficamente en la pendiente del módulo, en donde una línea más vertical se asocia a aleaciones rígidas, en cambio una línea más horizontal lo será a aleaciones más flexibles (Ito, 2012).

A su vez el diagrama de esfuerzo deformación (figura 4) puede ser dividido en tres zonas con comportamientos distintos entre ellas, la primera de ellas es la deformación elástica en donde la relación entre esfuerzo y deformación está definida por la constante del módulo de Young, cuyo límite superior está determinado por el límite proporcional. Superado este límite, la deformación presenta un carácter permanente definido como deformación plástica, esta presenta dos zonas divididas entre ellas por el punto en que es alcanzado el esfuerzo máximo, entre el límite proporcional y el esfuerzo máximo se encuentra la zona de endurecimiento por deformación y entre el esfuerzo máximo y la rotura la zona de estricción. En el transcurso de estas etapas el material irá teniendo una progresiva alteración de sus propiedades mecánicas producto de cambios en la microestructura del material (Akikazu, 2015).

Curva Esfuerzo-Deformación

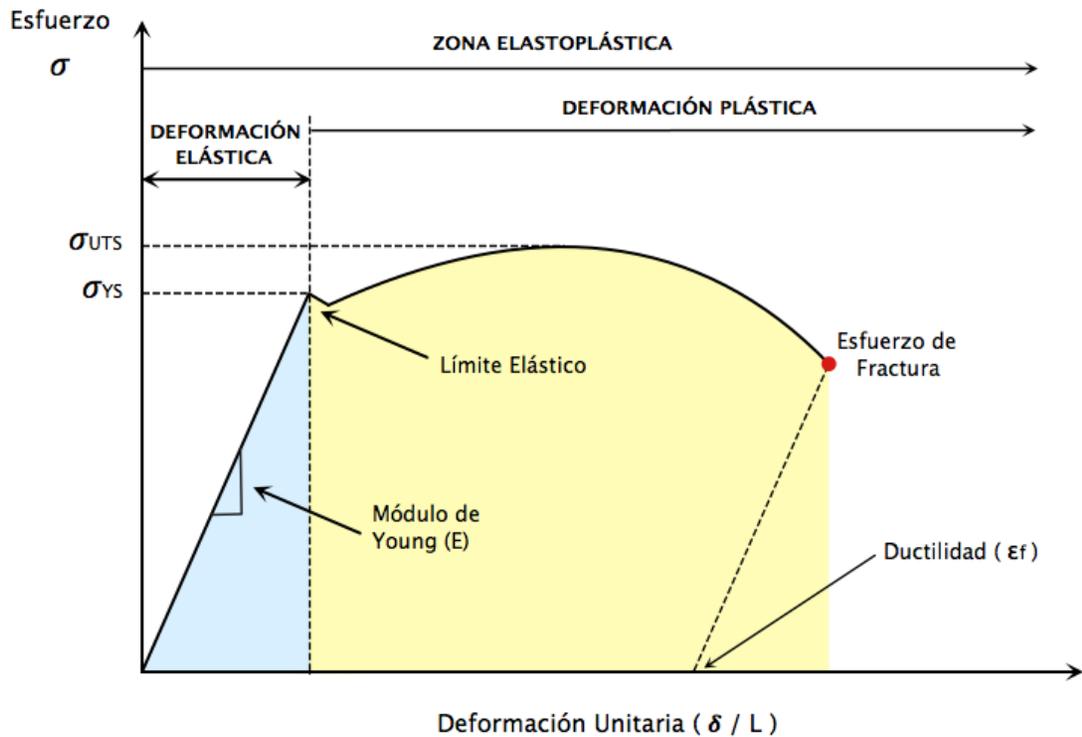


Figura 4. Diagrama de Esfuerzo-Deformación, se representa en celeste el rango de deformación elástica y en amarillo en de deformación plástica, fijando el límite entre estos el límite proporcional (Valdés y cols., 2014).

Las aleaciones con que son elaboradas las miniplacas de titanio son reguladas por la normativa ISO 5832-3, de acuerdo con esta normativa deben tener un módulo de Young de entre 110 y 114 GPa. También se señala que la resistencia a la tracción (R_m), es decir máxima tracción que el material soporta antes de la rotura o falla, debe ser entre 960 y 970 MPa y tener un límite elástico o proporcional ($R_p 0.2$) de entre 850 y 900 MPa (Rudawska y cols., 2019).

El conocimiento del Módulo de elasticidad, limite proporcional y la resistencia a la tracción es útil para diseñar y personalizar dispositivos de anclaje esquelético, al seleccionar el material adecuado para fabricar los dispositivos de anclaje

esquelético de acuerdo con las necesidades del paciente, en este sentido es importante considerar el módulo de elasticidad en la práctica clínica para garantizar un tratamiento eficaz y seguro para los pacientes (Zhang y cols., 2013).

En un estudio en que se evaluaron las propiedades mecánicas de las miniplacas se seleccionaron 5 diseños de éstas para probar la carga máxima durante la flexión, en donde se demostró la existencia de diferencias de rigidez entre ellas tanto antes como después de ser dobladas. Por otro lado, doblar las placas 5 veces para simular la práctica clínica, aumentó la carga máxima, pero disminuyó la rigidez flexural media. El aumento en la carga máxima podría explicarse por el mecanismo de endurecimiento propio del trabajo del metal y la disminución de la rigidez probablemente a la generación de daño en la estructura. Finalmente, los resultados del estudio indicaron que todas las placas que fueron comparadas funcionan más allá de los requisitos de la situación clínica, por lo que parecen estar sobre diseñadas, incluso teniendo en consideración el factor de seguridad, puede ser entonces apropiado reducir la rigidez de las placas de fijación para mejorar los resultados clínicos (Loukota y Shelton, 1995).

Trandem y cols. desarrollaron una prueba en donde se midió el rango de fuerza que se puede aplicar a una miniplaca antes de que ocurra la deformación permanente en el brazo de palanca, se sometieron a prueba 36 miniplacas de 3 fabricantes, subdivididas en tres grupos de 12 placas. Estas fueron montadas horizontalmente sobre un bloque de acero inoxidable y se les aplicó fuerza continuamente en dirección vertical de 0 a 100 N a razón de 1 mm por minuto, y se leyeron en una máquina de prueba (modelo 5566 Instron, Canton, Masa). La prueba dio resultados disímiles en los que una de las marcas evaluadas soporto una fuerza de 1300 g mientras las otras dos marcas llegaron fuerzas de 2600 a 3000 g, sin embargo, todas las miniplacas evaluadas demostraron ser útiles en la mayoría de las situaciones clínicas, ya que las fuerzas a las que son sometidas durante el tratamiento ortopédico se han reportado en el rango de 200 g a 1500 g (aproximadamente de 2 a 15 Newtons) (Trandem y cols., 2011).

En cuanto al módulo de elasticidad de las miniplacas de titanio utilizadas en ortodoncia, éste varía dependiendo de las propiedades mecánicas del material y no de su diseño y geometría. En el mismo estudio de Trandem y cols., los valores del módulo de elasticidad fueron definidos en un valor promedio de 100 GPa, aunque tiene una gran variación entre fabricantes con valores medios entre 23 GPa y 106 GPa, en los cuales se midieron además variaciones entre el valor real y el publicado por el fabricante (Trandem y cols., 2011). El valor promedio de referencia puede variar en la literatura, donde también se han definido valores del módulo de elasticidad medio para el titanio de 116 GPa (Lang y Matinlinna, 2015).

Como se ha señalado el módulo de elasticidad, el límite elástico y la resistencia a la tracción son factores ligados al material, que se encuentran en relación con los fenómenos de deformación elástica y plástica, como también a la rotura de las miniplacas. Además, es importante recalcar que estas propiedades son uno más entre la multiplicidad de factores que participan en estos procesos, ya que estarán influidos por el diseño de la miniplaca como por la manipulación de esta. Entre estos factores se han identificado: la flexión múltiple, las colocaciones incorrectas de la placa y la perforación excesiva de los orificios para los tornillos; los cuales tienen un efecto negativo en la estabilidad de la fijación y provocan la fractura de la miniplaca (Rastogi y cols., 2017).

La influencia de la geometría de las miniplacas en la deformación por carga de estas es un aspecto que también ha sido investigado, mediante un estudio comparativo de cinco miniplacas por análisis de elementos finitos, se obtuvieron resultados que señalan que el diseño de la miniplaca es un factor determinante en el rendimiento de esta, si bien sugieren los autores que esta información debe ser complementada con estudios mecánicos y clínicos que pudieran confirmar esta observación con respecto a que diseño de miniplaca presenta mejor comportamiento, parece ser que la configuración geométrica es un aspecto clave en el rendimiento de estos dispositivos (Albogha y cols., 2018).

3.4. CONSIDERACIONES CLÍNICAS

Como ya se señaló, las miniplacas usadas para el anclaje en el tratamiento de ortodoncia se pueden posicionar en diferentes ubicaciones anatómicas, tanto en el maxilar como la mandíbula, dependiendo de la necesidad e indicación de anclaje que se requiera para su uso. En cuanto a la cirugía, las miniplacas se adaptan cuidadosamente para que sigan el contorno del hueso cortical subyacente, ya que se debe evitar tener espacio entre el hueso y la miniplaca. Además, otra consideración en su colocación es la ubicación del brazo de la miniplaca con relación a la unión mucogingival donde se debe evitar los tejidos mucosos no queratinizados (Costelo y cols.,2010).

Según lo anterior se puede ver que, para lograr estos cambios esqueléticos y dentoalveolares, el uso de miniplacas es variado y su adaptación es necesaria antes de ser fijada en el hueso. El tener que adaptar la miniplaca demanda tiempo prequirúrgico o quirúrgico, por lo tanto, se hace necesario poder tener una placa que pueda ser fácilmente adaptable pero que a su vez cumpla con los requisitos mecánicos necesarios de su función.

Al utilizar las miniplacas como elemento de anclaje esquelético es importante ponderar cuáles son sus complicaciones más comunes, ya que de las asociadas al dispositivo encontramos fracturas y aflojamiento por defecto del diseño; ambas fallas mencionadas se encuentran íntimamente relacionadas a la fuerza de rotura y a la rigidez de la miniplaca. Por lo que considerar estas características resulta fundamental a la hora de seleccionar que miniplaca utilizar (Duran y cols 2020).

De acuerdo con lo expuesto, el estudio de las propiedades de las miniplacas mediante pruebas mecánicas permitirá identificar los límites dimensionales de las miniplacas, reducir los tiempos de adaptación, reducir los gastos de la práctica clínica, como también aumentar la tasa de éxito del tratamiento mediante miniplacas.

4. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

4.1 HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en la deformación, fuerza máxima y fuerza de rotura entre las distintas miniplacas disponibles en el mercado chileno.

4.2. OBJETIVO GENERAL.

Evaluar la deformación, fuerza máxima y fuerza de rotura de tres tipos de miniplacas disponibles en el mercado chileno.

4.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar la deformación elástica de cada una de las miniplacas.
- Determinar la deformación plástica de cada una de las miniplacas.
- Medir la deformación máxima y de rotura de cada una de las miniplacas.
- Medir la fuerza de máxima y de rotura de cada una de las miniplacas
- Comparar los resultados obtenidos de cada uno de los ensayos entre los distintos tipos de miniplacas.

5. MATERIALES Y METODOS

Tipo de estudio

Se realizó un estudio piloto de análisis mecánico descriptivo comparativo de 3 tipos de miniplacas (figura 5).

Muestra

Se evaluaron 9 miniplacas de cada tipo, con una muestra total de 27 miniplacas, todas ellas comercializadas por distintas casas dentales en Chile. Anchorfix (GAC Chile Ltda.), Osteomed (ATTIS Medical SPA) y Bone Plate (Biomateriales Chile Ltda.), de las cuales se escogieron diseños similares, ya sea en forma de “T” o “Y” dependiendo del catálogo disponible de cada una de las marcas, dado que estos son los diseños más utilizados para los distintos usos en ortodoncia.

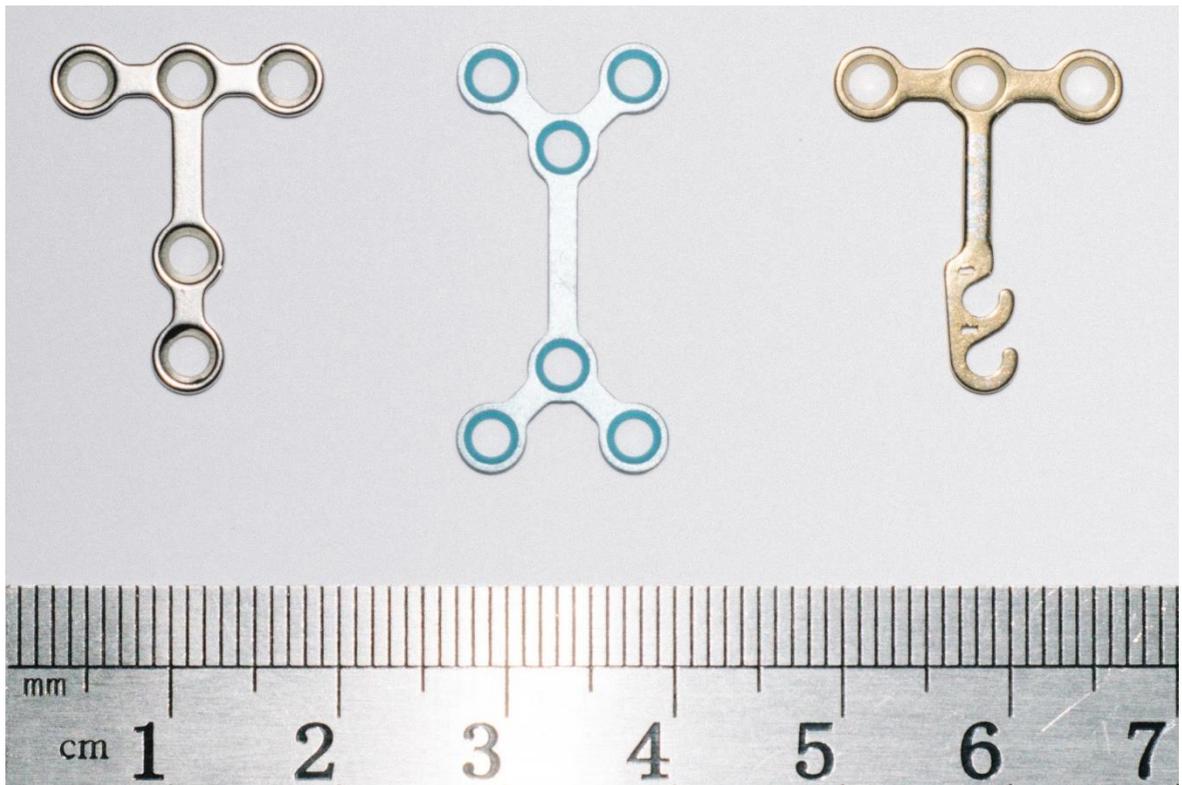


Figura 5. Miniplacas evaluadas. De izquierda a derecha: Bone Plate, Osteomed y Anchorfix.

5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Criterios de inclusión

- Las miniplacas deben ser donadas por las casas comerciales
- El diseño seleccionado debe ser en “T” o “Y”

Criterios de exclusión

- Miniplacas cuyo modelo no se comercialice en Chile.
- Placas previamente dobladas o con daño estructural
- Placas con uso previo
- Placas cuya estructura sea conformada por una aleación distinta al titanio

5.2 PRUEBA MECÁNICA

Las pruebas fueron realizadas en el Laboratorio de Procesos Mecánicos del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile.

Se realizó una prueba de tracción para evaluar tres tipos de miniplacas disponibles en Chile. Para la realización de esta prueba, se adaptó una máquina Zwick/Roell z100 logrando así aplicar fuerzas de tracción a las distintas miniplacas, esta adaptación consiste en un sistema de ensamble mediante pasadores de acero alineados entre sí (figura 6), el cual logró fijar las miniplacas a los extremos de la máquina.

La adaptación mencionada se realizó utilizando dos estructuras de acero inoxidable consistentes en un cilindro de 5 cm de diámetro y 8 cm de altura, cuyo tercio superior constituía un semicilindro conformando un plano cuyo centro estaba perforado y era atravesado por un pasador cilíndrico de acero de 2 mm de diámetro. Cada una de estas estructuras era insertada en una base capaz de acoplarse a la máquina de ensayos Zwick/Roell mencionada. De este modo se utilizaron estas dos adaptaciones (superior e inferior) alineando el plano de fijación y pasador para fijar las miniplacas en el eje de tracción.

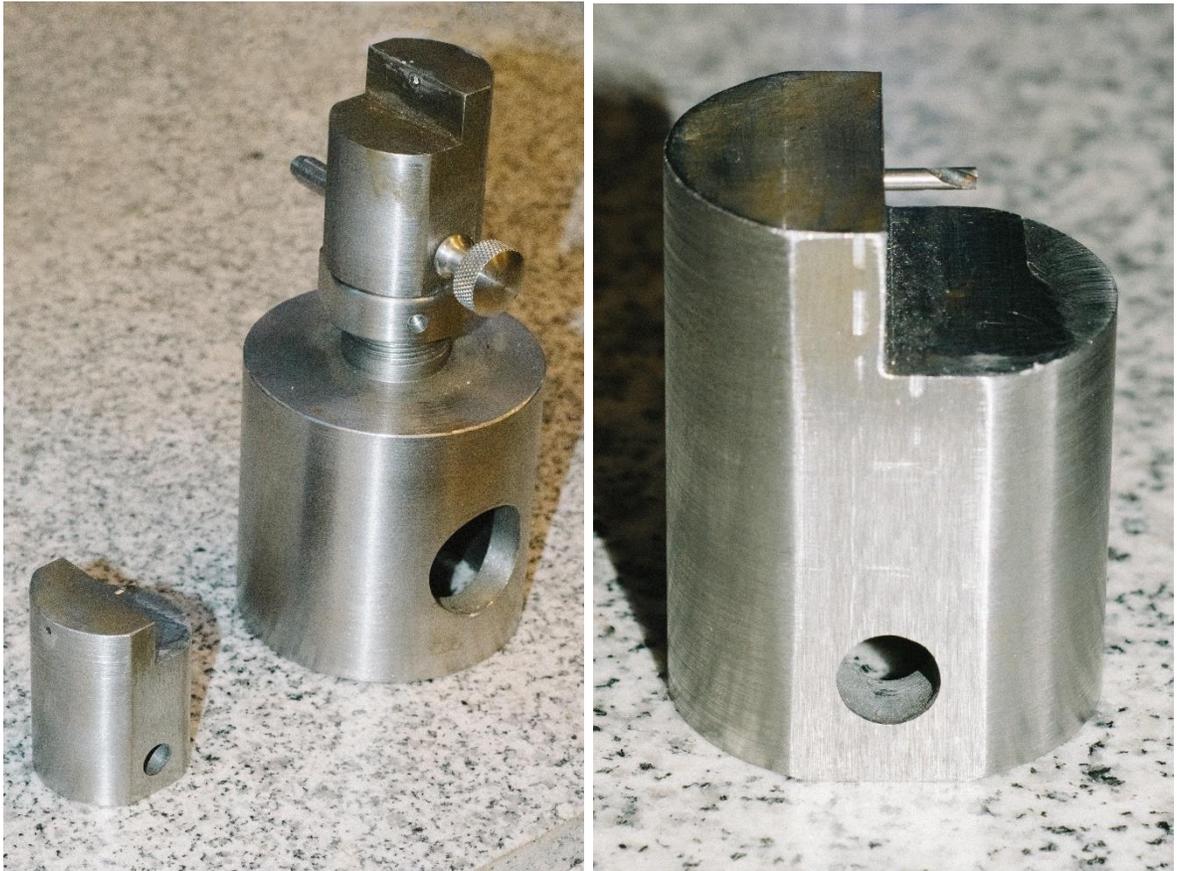


Figura 6. Mecanismo de fijación: a la izquierda ambas adaptaciones de acero una de ellas insertada en la base de acople. A la derecha detalle de pasador cilíndrico en una de las adaptaciones

Las miniplacas fueron colocadas entre la fijación superior e inferior y al encender la máquina se generaron dos vectores opuestos, uno en cada extremo de las miniplacas (figura 7), los cuales mediante tracción de estas generó la deformación elástica y plástica hasta el punto de fractura. Aplicando de este modo una fuerza continua desde 0 N hasta que se logre la deformación de 1 mm por minuto hasta el punto de fractura, siguiendo el estudio realizado por Carano y como calibración usual en este tipo de pruebas (Carano y cols., 2005).



FIGURA 7. Miniplaca posicionada para la prueba de tracción. se presenta posición de pasadores y miniplacas en donde el sentido de las fuerzas aplicadas es opuesto entre sí.

Determinación de la deformación elástica y plástica del material

Para evaluar la deformación de las miniplacas se utilizó el diagrama de tensión deformación, en donde se estableció de forma gráfica el límite proporcional, como el punto en donde las deformaciones producidas dejan de ser proporcionales a las tensiones inducidas. Por tanto, la deformación elástica (reversible) comprende a la región lineal del gráfico y la deformación plástica (irreversible) a la región no lineal.

Esta diferenciación permite evaluar el comportamiento de la deformación plástica y elástica de forma separada y diferenciada.

En la zona de deformación plástica se determinó el punto más alto de la curva como la fuerza máxima, teniendo ésta su deformación correspondiente, y al final de la curva como la fuerza de rotura, teniendo esta también su deformación correspondiente.

Los resultados obtenidos de las diferentes pruebas fueron analizados en el Software Bluehill Universal. De donde se obtuvo el diagrama de tensión deformación de cada una de las miniplacas.

Para calcular la fuerza y la deformación en este ensayo se realizó de acuerdo con la norma ASTM International E8M.

5.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

Para el registro de los datos obtenidos y confección de gráficos se utilizó el programa Excel (Microsoft Office 365 ProPlus). Los datos obtenidos se analizaron usando el programa estadístico SPSS 18.8® (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Se compararon los diferentes resultados como promedio de cada una de las 3 marcas, obtenidos en relación con el estrés de tracción de cada una de las placas de las distintas marcas. Para el análisis de los resultados se determinó la distribución normal mediante el test de Shapiro-Wilk. En casos que existió una distribución normal se utilizó el test de ANOVA y Post hoc con corrección de Bonferroni, si no se obtuvo distribución normal se utilizó el test de Kruskal-Wallis. En caso de trabajar con valores porcentuales se utilizó el test de Kruskal-Wallis y Mann Whitney. Para determinar si existe una diferencia estadísticamente significativa se utilizaron valores $p < 0,05$.

6. RESULTADOS

6.1 DIAGRAMA DE FUERZA DEFORMACION

Los diagramas de deformación por fuerza aplicada en las tres miniplacas evaluadas resultaron similares al diagrama de esfuerzo deformación típico, la revisión de esta curva es un primer paso que permite apreciar el comportamiento de la miniplaca ante la fuerza de tracción aplicada.

A partir de los valores de fuerza y deformación registrados en intervalos de tiempo de 0,1 segundos, se construyó el diagrama de fuerza deformación en milímetros. Posteriormente, mediante medición de los segmentos sometidos a tracción, se determinó que las áreas que sufrieron deformación fueron las correspondientes a las perforaciones de las miniplacas, no así los vástagos que las conectaban. Por tanto, fue posible contrastar la deformación con la longitud inicial de este segmento para la determinación de la deformación longitudinal relativa.

De este modo fue posible identificar el gráfico tipo de las distintas placas presentándose 2 modelos de gráfico en cada una de las miniplacas evaluadas, el cual es característico de la dirección del bisel con respecto con el elemento de fijación.

En las miniplacas de la marca Osteomed (figura 8) el comportamiento en la etapa elástica fue similar en las que tenían el bisel contra el sistema de fijación y las con bisel libre, sin embargo se observó que las que tenían el bisel fijo generaron una curva simple en la etapa plástica, a diferencia de las con bisel libre, que generaron una curva con una desviación en torno a los 2 mm de deformación en donde se observó una trayectoria cóncava de la línea en el gráfico, finalmente con respecto a la zona de estricción ambas tienen el comportamiento de arco descendiente esperado en esta etapa.

En cuanto a las miniplacas Bond Plate (figura 9) se observó un comportamiento elástico hasta valores de fuerza mayores a los de Osteomed y Anchorfix. Además, se observó una trayectoria más regular entre las miniplacas evaluadas durante la etapa plástica, como también, que la desviación de la curvatura de las miniplacas

de bisel libre fue más tenue que las de otras marcas comparadas, en la etapa de estricción se presentó un menor desplazamiento de las placas en el eje de deformación con respecto a las otras marcas.

Anchorfix (figura 10) presentó la mayor variación entre las placas evaluadas, especialmente en las que tenían el bisel libre de las cuales la trayectoria de la curva en la zona plástica tuvo un comportamiento menos previsible que en las otras marcas ya que algunas presentaron una ligera concavidad y otras mantuvieron la curva simple similar a las de bisel fijo.

En base a estos diagramas y sus respectivos resultados de fuerza y deformación en el intervalo de tiempo señalado, fue posible determinar de forma clara y consistente en todas las miniplacas evaluadas los valores máximos y de rotura, extrayendo estos valores fue posible caracterizar y comparar las miniplacas de forma cuantitativa.

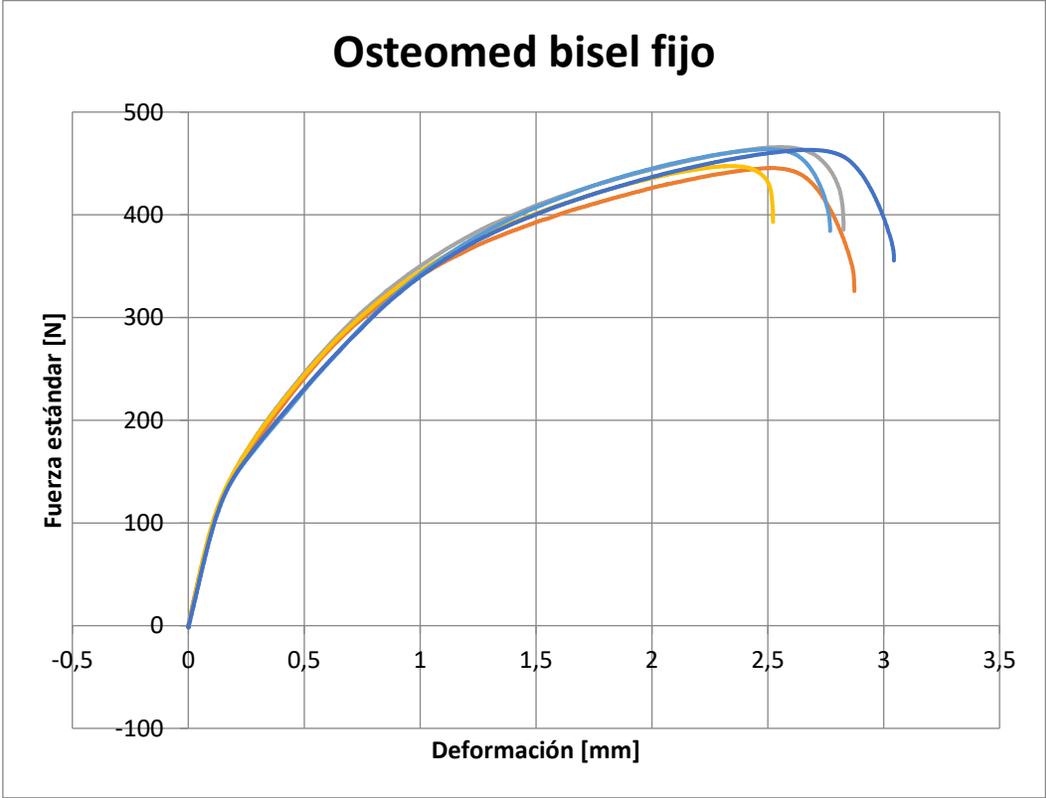
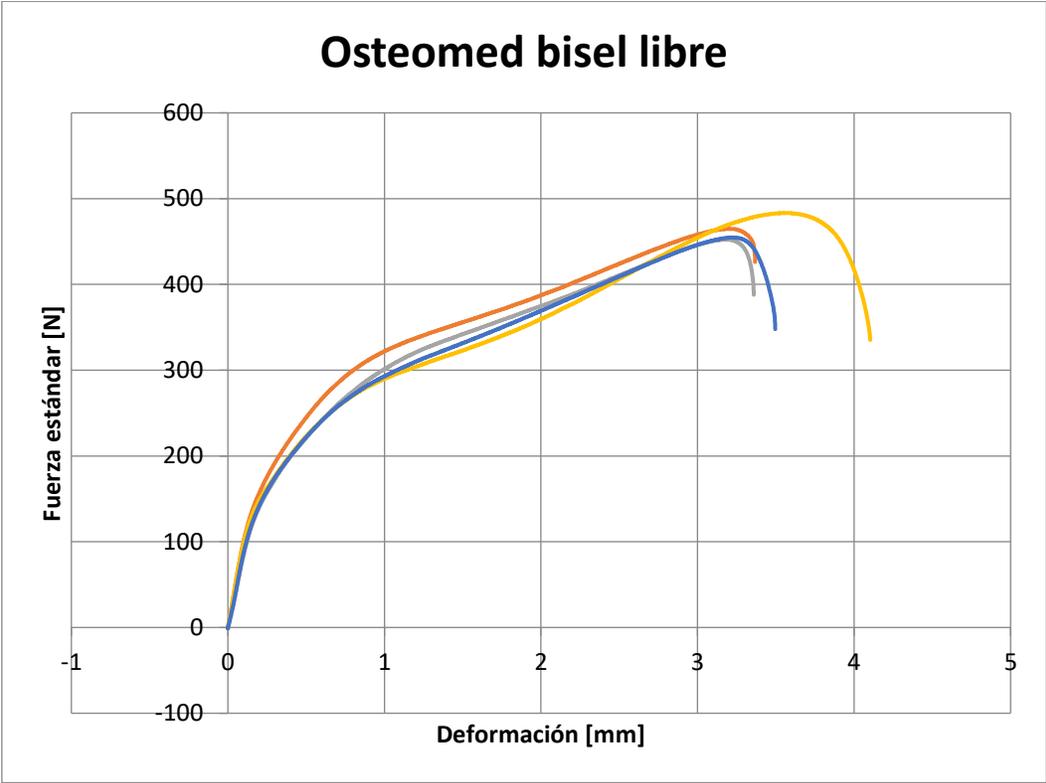


Figura 8. Diagrama de fuerza deformación de miniplacas Osteomed

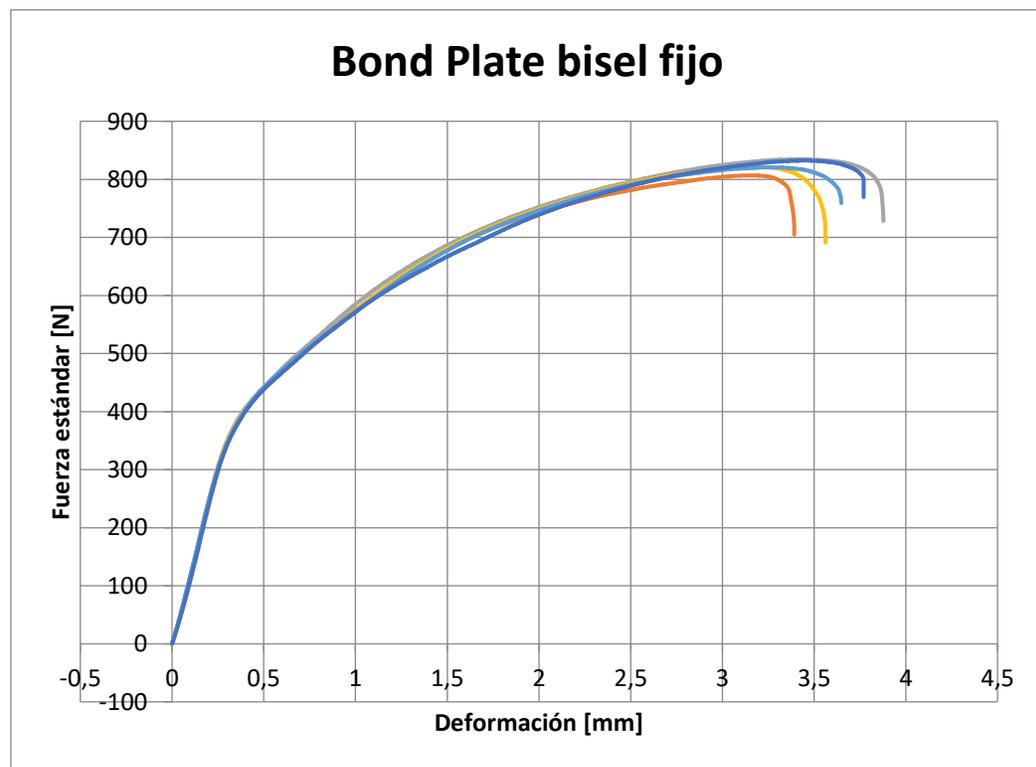
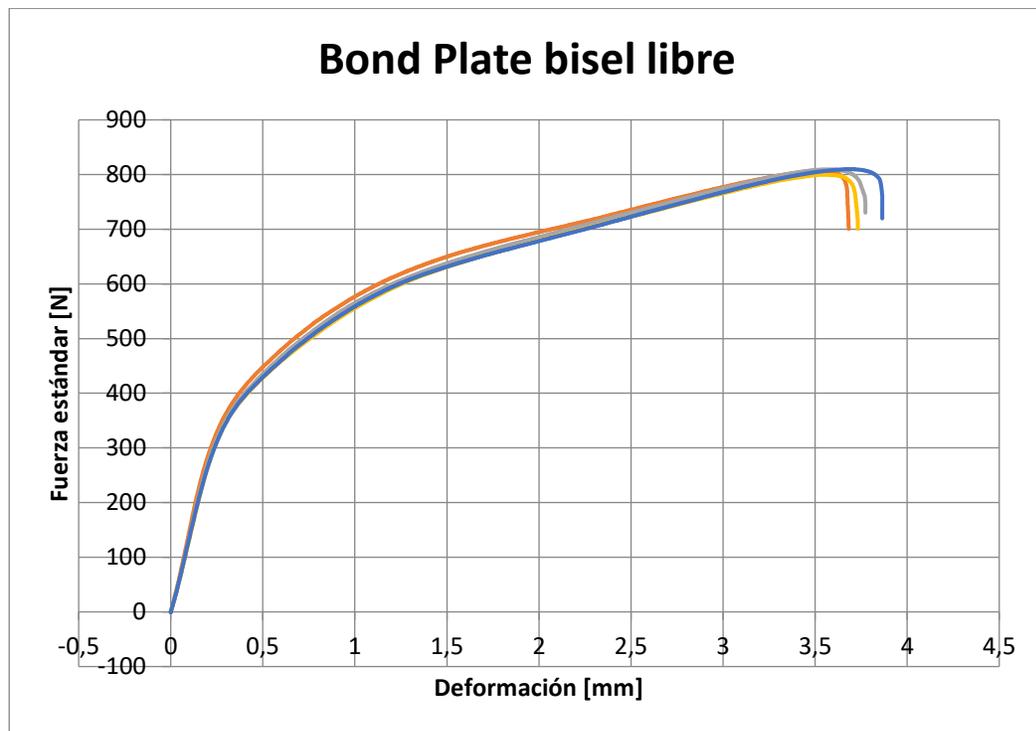


Figura 9. Diagrama de fuerza deformación de miniplacas Bone Plate

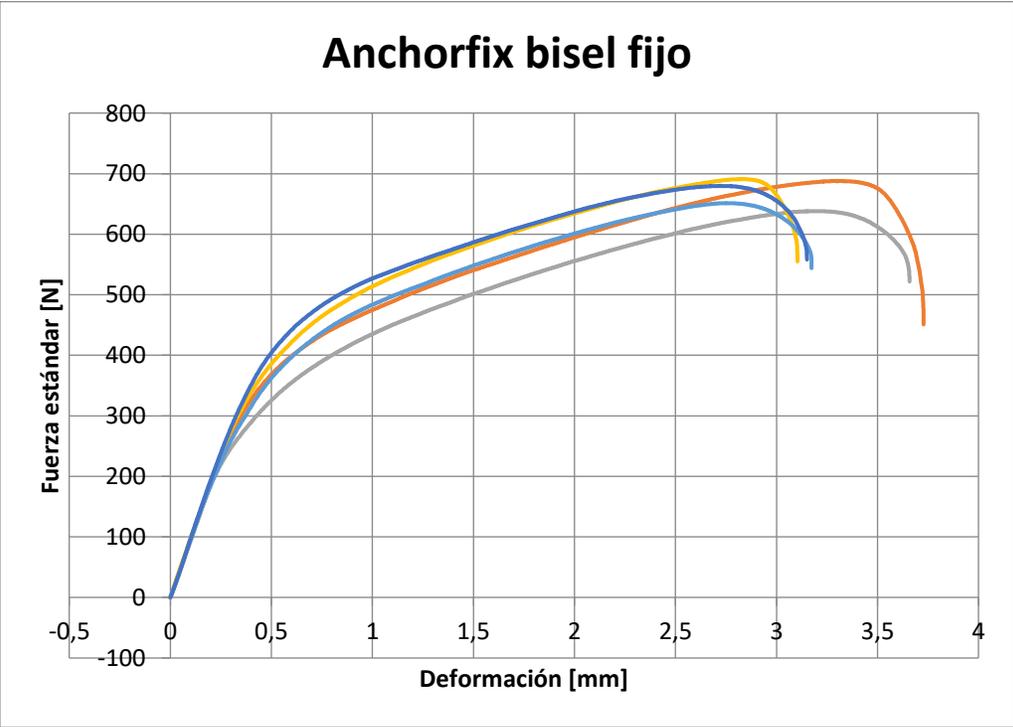
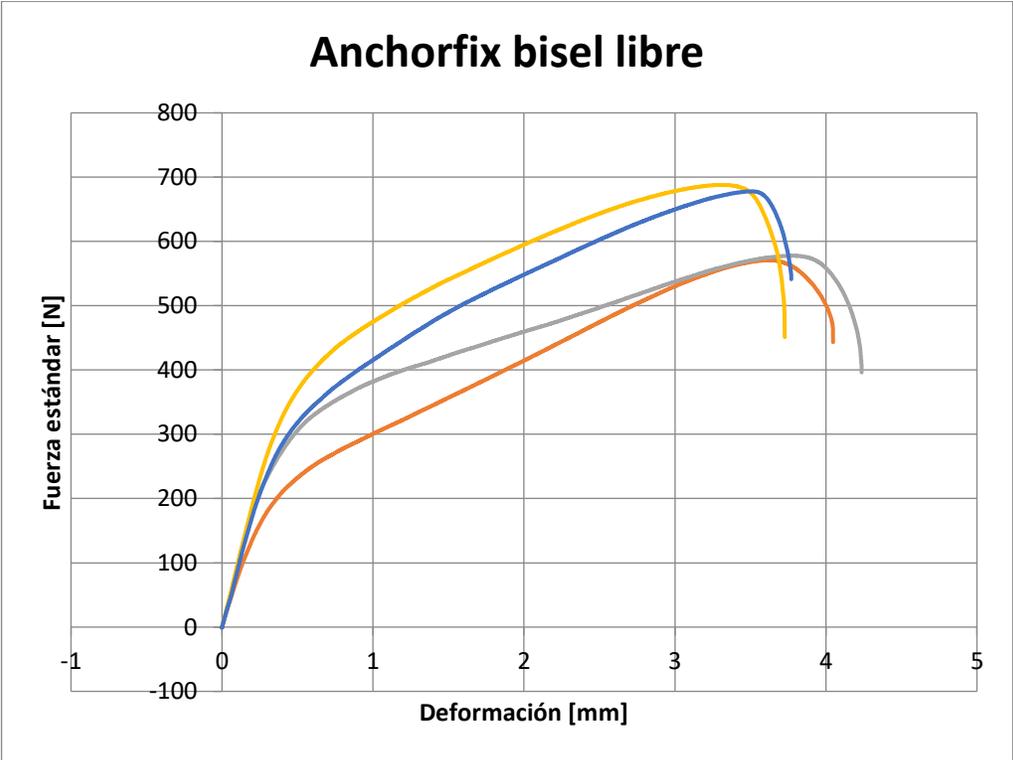


Figura 10. Diagrama de fuerza deformación de miniplacas Anchorfix

6.2 FUERZA MÁXIMA Y FUERZA DE ROTURA

Ya descrito el comportamiento de deformación de las miniplacas y obtenidos los valores límites de las distintas etapas, se realizó el estudio cuantitativo del proceso de fractura de las miniplacas.

El primer valor determinante es el de la fuerza máxima, correspondiente al límite máximo de fuerza alcanzable antes de que el deterioro de la microestructura de la miniplaca genere una disminución hasta la rotura. Asimismo, otro valor de relevancia para este estudio es la fuerza ejercida sobre la miniplaca al momento de la rotura. Se optó utilizar además la diferencia entre estos valores, ya que la zona de estricción esta definida como el área comprendida entre estos dos puntos, como un insumo que permita comprender el deterioro de las propiedades mecánicas de los distintos modelos evaluados.

Las miniplacas de la marca Osteomed presentaron una fuerza de rotura de 371,28 N ($\pm 32,15$) y una fuerza máxima de 460,15 N ($\pm 11,63$), lo que representa una disminución de 88,87 N ($\pm 34,57$) entre el punto máximo y la rotura de la miniplaca.

En cuanto a las miniplacas Bond Plate, obtuvieron una fuerza de rotura promedio de 722,77 N ($\pm 27,28$), mientras que su fuerza máxima fue de 815,90 N ($\pm 12,22$), con una diferencia de 93,13 N ($\pm 22,31$) entre estos valores.

Por último, las miniplacas Anchorfix presentaron una fuerza de rotura de 504,21 N ($\pm 58,53$) y una fuerza máxima de 645,62 N ($\pm 45,38$), con una diferencia media de 141,41 N ($\pm 42,20$) entre fuerza máxima y la fuerza de rotura.

El comportamiento de las distintas miniplacas en la prueba de tracción mostró diferencias entre los tres modelos evaluados, tanto en el aspecto de la fuerza máxima como en el de la fuerza de rotura.

En el análisis de la fuerza máxima mediante ANOVA, se encontraron diferencias significativas entre los modelos de miniplacas ($F = 364,6216$, $p = 0$). La prueba de Bonferroni reveló que todas las combinaciones de placas tuvieron diferencias

significativas entre ellas: Osteomed - Bond Plate ($H = 12,789$, $p = 0,0003$); Osteomed - Anchorfix ($H = 12,789$, $p = 0,0003$); y Bond Plate - Anchorfix ($H = 12,789$, $p = 0,0003$) (Tabla 1).

En cuanto a la fuerza de rotura, al igual que con la fuerza máxima, las miniplacas presentaron una distribución normal, por tanto fueron comparadas mediante el test de ANOVA el cual dio como resultado que existe diferencia significativa entre los distintos modelos de miniplacas ($F = 163,245$, $p < 0,00001$), ante la prueba de Bonferroni todas las combinaciones de placas tuvieron diferencias significativas entre ellas: Osteomed – Bond Plate ($H = 12,802$, $p = 0,0003$); Osteomed – Anchorfix ($H = 12,165$, $p = 0,0004$) y Bond Plate - Anchorfix ($H = 12,802$, $p = 0,0003$) (Tabla 1).

Asimismo, al analizar la diferencia de Fuerza entre la fuerza máxima y la fuerza de rotura, se observó una distribución normal de las miniplacas, excepto para el modelo Anchorfix ($W = 0,78$, $p = 0,017$). En consecuencia, se llevó a cabo el test de Kruskal Wallis, que también reveló diferencias estadísticamente significativas ($H = 11.22$, $p = 0,004$) entre las distintas miniplacas. Al realizar la prueba de Mann-Whitney, se encontró una diferencia significativa entre los modelos Osteomed y Anchorfix ($H = 6,785$, $p = 0,009$), así como entre Bone Plate y Anchorfix ($H = 9,826$, $p = 0,001$) (Tabla 1).

Estos resultados proporcionan una visión detallada y cuantitativa de las diferencias en las propiedades de fuerza y fractura entre los distintos modelos de miniplacas evaluados, los cuales se ven reflejados en la tabla 1.

6.3 DEFORMACIÓN AL MOMENTO DE ROTURA

La deformación de las miniplacas (figura 11) fue medida en milímetros y como porcentaje relativo con respecto a la longitud inicial del segmento deformado. De esta forma, se determinó el valor de deformación al momento de rotura y de fuerza máxima, y a partir de estos datos se calculó la deformación ocurrida entre la

fuerza máxima y el punto de rotura, lo que representa la deformación de la zona de estricción.



Figura 11. Secuencia de la deformación: durante la prueba hasta la rotura de la miniplaca

Las miniplacas Osteomed presentaron una deformación al momento de la rotura de 3,15 mm ($\pm 0,48$), equivalente al 48,48% ($\pm 7,40$) de la longitud inicial del segmento deformado. La deformación en la fuerza máxima fue de 2,86 mm ($\pm 0,43$), representando el 43,99% ($\pm 6,62$) de la longitud inicial, lo que resultó en una deformación de 0,29 mm ($\pm 0,12$) o 4,49% ($\pm 1,85$) entre la fuerza máxima y la rotura.

Por otro lado, las miniplacas Bond Plate mostraron una deformación de 3,70 mm ($\pm 0,15$), equivalente al 56,93% ($\pm 2,35$) de la longitud inicial, después de haber alcanzado una deformación en la fuerza máxima de 3,43 mm ($\pm 0,19$), que representó el 53,06% ($\pm 2,90$) de la longitud inicial. La diferencia entre la fuerza máxima y la rotura generó una deformación de 0,27 mm ($\pm 0,11$) o 3,87% ($\pm 1,64$).

En cuanto a las miniplacas Anchorfix, estas presentaron una deformación al momento de la rotura de 3,60 mm ($\pm 0,40$), equivalente al 55,18% ($\pm 6,16$) de la longitud inicial. La deformación en la fuerza máxima fue de 3,23 mm ($\pm 0,39$), representando el 49,48% ($\pm 5,94$) de la longitud inicial, lo que resultó en una

deformación de 0,37 mm ($\pm 0,10$) o 5,70% ($\pm 1,54$) entre la fuerza máxima y la rotura.

El comportamiento de las distintas miniplacas en la prueba de tracción mostró diferencias entre los tres modelos evaluados.

En cuanto a la deformación en la fuerza máxima, se realizaron pruebas de ANOVA ($F = 6,0481$, $p = 0,007$) y Kruskal Wallis ($H = 7,87$, $p = 0,02$) para la medición en milímetros y relativa respectivamente. Se encontraron diferencias significativas, y en las pruebas de Bonferroni ($H = 5,896$, $p = 0,015$) y Mann-Whitney ($H = 6 674$, $p = 0,009$) se obtuvo que las diferencias significativas se presentaron entre los modelos Osteomed y Bone Plate.

Con relación a la deformación total medida en milímetros al momento de rotura de la miniplaca, todas las miniplacas tuvieron una distribución normal de sus datos, al ser evaluadas en la prueba ANOVA presentaron una diferencia significativa ($F = 5,530$, $p = 0,01$), medidas las combinaciones de miniplacas se obtuvo que entre Osteomed y Bone Plate existía una diferencia significativa ($H = 7,253$, $p = 0,007$).

Así mismo, al ser compara la deformación al momento de rotura relativa como proporción respecto a la longitud inicial del segmento deformado se obtuvo una diferencia estadísticamente significativa entre las miniplacas en la prueba de Kruskal Wallis ($H = 8,223$, $p = 0,016$). La cual mediante Mann-Whitney se obtuvo una diferencia significativa entre las miniplacas Osteomed y Bone Plate ($H = 7,283$ $p = 0,006$).

En cuanto a las deformaciones ocurridas entre la fuerza máxima y la rotura de la miniplaca, medidas en milímetros, se encontró una distribución normal en todos los casos. Por tanto, se midieron en la prueba de ANOVA, no encontrándose diferencia significativa entre las miniplacas ($F = 2,075$ $p = 0,14$).

Por último, en la comparación de la deformación relativa entre fuerza máxima y rotura con respecto a la longitud inicial se observó una diferencia significativa entre las miniplacas de acuerdo con la prueba de Kruskal Wallis ($H = 6,17$, $p = 0,046$), en particular entre las miniplacas Bone Plate y Anchorfix ($H = 5,74$, $p = 0,016$).

Por tanto, fue posible observar diferencias estadísticamente significativas en las mediciones de fuerza y deformación de las distintas miniplacas evaluadas (tabla 1).

Parámetro	Osteomed	Bone Plate	Anchorfix	Diferencias Significativas
Fuerza máxima [N]	460,15 (± 11,63)	815,90 (± 12,22)	645,62 (± 45,38)	O – BP (p = 0,0003) O – A (p = 0,0003) BP – A (p = 0,0003)
Fuerza rotura [N]	371,28 (± 32,15)	722,77 (± 27,28)	504,21 (± 58,53)	O - BP (p = 0,0003) O - A (p = 0,0004) BP – A (p = 0,0003)
Diferencia fuerza máxima y de rotura [N]	88,87 (± 34,57)	93,13 (± 22,31)	141,41 (± 42,20)	O – A (p = 0,009) BP – A (p = 0,001)
Deformación en rotura [mm]	3,15 (± 0,48)	3,70 (±0,15)	3,60 (± 0,40)	O – BP (p = 0,007)
Deformación relativa en rotura [%]	48,48 (± 7,40)	56,93 (± 2,35)	55,18 (± 6,16)	O – BP (p = 0,006)
Deformación entre fuerza máxima y rotura [mm]	0,29 (±0,12)	0,27 (± 0,11)	0,37 (±0,10)	
Deformación relativa entre fuerza máxima y rotura [%]	4,49 (±1,85)	3,87 (± 1,64)	5,70 (±1,54)	BP – A (p = 0,016)

Tabla 1. Resumen de la comparación de fuerza y deformación.

7. DISCUSIÓN

7.1 ASPECTOS QUE INFLUYEN EN LA DEFORMACIÓN

Al analizar la deformación de las miniplacas, es importante tener en cuenta que su comportamiento está directamente influenciado por varios aspectos. En este estudio, se evaluó la deformación de las miniplacas ante la fuerza, y no ante un esfuerzo, lo que implica que los valores obtenidos no deben considerarse como una propiedad intrínseca del material de fabricación. Más bien, son el resultado de una combinación entre las características del material y el diseño específico de cada miniplaca.

En línea con esto, se llevó a cabo un estudio comparativo entre dos modelos de miniplacas de titanio: uno tradicional y otro de conformación cuadrangular, bajo la premisa de que la configuración geométrica es más determinante que el espesor y la longitud de la miniplaca en la estabilidad de estas. Los resultados revelaron que la carga de rotura presentaba una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos ($174.93 \text{ N} \pm 54.45$ para las tradicionales y $106.96 \text{ N} \pm 23.86$ para las cuadrangulares). Además, se observó que en ambos grupos la región alrededor del orificio del tornillo cedía significativamente, sugiriendo que esta zona representa el segmento más frágil del dispositivo (Tharakan y cols., 2022).

Además, se han realizado comparaciones entre modelos de miniplacas de titanio de distintas longitudes, tanto en su configuración de fábrica como después de someterlas a un proceso de equal-channel angular pressing (ECAP). Los resultados destacaron que el rendimiento de las miniplacas no solo dependía de su geometría y longitud inicial, sino también del proceso de ECAP (Als y Alsaran, 2020).

Estos resultados concuerdan con los obtenidos en esta prueba, donde se identificó una marcada influencia geométrica en la deformación total de las miniplacas y se determinaron los segmentos más propensos a sufrir deformación. Como se ha mencionado anteriormente, las zonas que experimentaron una deformación medible y las que no, quedaron claramente delimitadas en el diseño de las

miniplacas. Las áreas entre perforaciones no se vieron afectadas por la deformación, mientras que las regiones cercanas a las perforaciones de fijación sí sufrieron deformación.

En consecuencia, a partir de este comportamiento observado, podemos identificar dos componentes en la deformación medida en la prueba. Por un lado, existe una deformación lineal paralela al vector fuerza y, por otro lado, una deformación geométrica del arco de la perforación que tiende hacia la secante subyacente a él (figura 12).

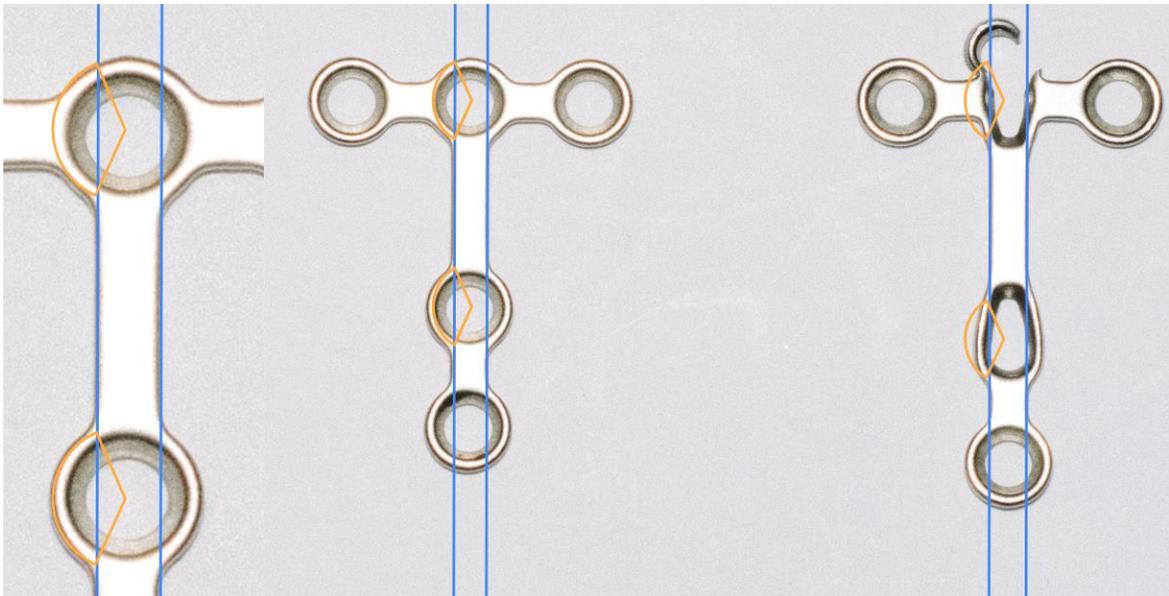


Figura 12. Perforaciones de miniplacas con diagrama de la secante y arco previo y posterior a la deformación: en la miniplaca deformada se aprecia como la perforación tiende a la secante.

Al comparar las miniplacas antes y después de la deformación, Se determinó que la porción de la circunferencia que se vio afectada por esta alteración geométrica corresponde a un arco equivalente a un cuarto de la circunferencia total de la perforación, presente en cada lado y opuestos entre sí y determinados por dos cuerdas paralelas al vector fuerza coincidentes a las secantes señaladas previamente (figura 13).

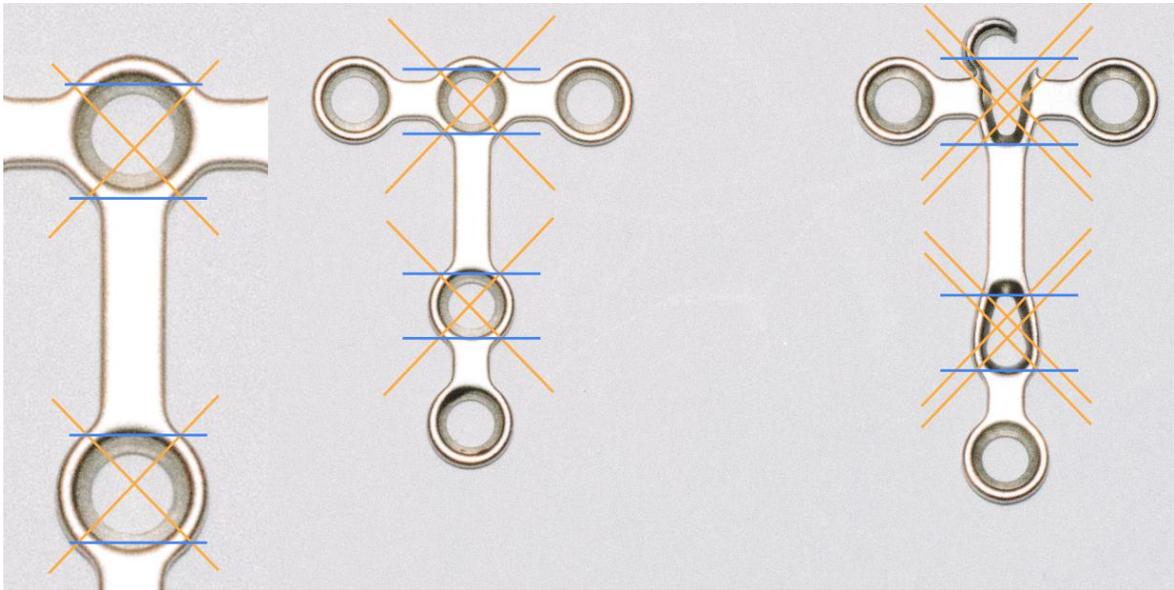


Figura 13. Perforaciones de miniplacas con diagrama de arcos y radios proyectados: se puede observar como las líneas azules delimitan las áreas deformadas y el desplazamiento reflejado en los radios proyectado en la miniplaca deformada.

Para determinar la deformación geométrica se aplicó la fórmula $2\pi r/4$ de acuerdo con el radio de cada una de las miniplacas para obtener la longitud del arco deformado y se comparó con la de la cuerda comprendida entre sus puntas, posteriormente este valor se multiplicó por dos (ya que la tracción se realizó entre 2 perforaciones, por tanto las zonas que se deformaron fueron 2 en cada placa) de esta operación se obtuvo que la diferencia fue de 1,83 mm en Osteomed, 1,85 mm en Bone Plate y 1,86 mm en Anchorfix.

Dado que el modelo anterior supone una deformación geométrica completa no refleja la deformación geométrica real de la miniplaca. En cambio, representa la deformación máxima teórica que potencialmente podría haber ocurrido. Aclarado este aspecto, descontar esta deformación geométrica a la deformación total nos indica la deformación lineal mínima del material durante la prueba. En el caso de Osteomed, correspondería a 1,31 mm, lo que equivale al 41,6% de la deformación

total; para Bone Plate, serían 1,84 mm, equivalentes al 49,7%; y para Anchorfix, serían 1,74 mm, equivalentes al 48,3%.

Un aspecto geométrico relevante en la deformación de las miniplacas es el bisel presente en las perforaciones de estas. Este bisel demostró ser un factor influyente en la cantidad de deformación que las miniplacas podían resistir antes de la rotura. Al comparar las miniplacas de un mismo modelo, aquellas con bisel libre mostraron una mayor deformación que las que tenían el bisel fijo. Observando las placas después de la prueba (figura 14), se evidenció que las miniplacas con bisel libre presentaron una deformación en el plano perpendicular al eje de fuerza, generando una angulación en la miniplaca cuyo vértice se encontraba en el punto de contacto entre el sistema de fijación y el bisel de la miniplaca. Por tanto, es posible suponer que este fenómeno podría explicar la mayor capacidad de deformación en el eje de tracción en las miniplacas con bisel libre.



Figura 14. Comparación de deformación del bisel: a la izquierda miniplaca con bisel libre durante la tracción, a la derecha miniplaca con el bisel fijo

Es esperable que este comportamiento disímil entre las miniplacas con bisel fijo y bisel libre ocurra también en la clínica, ya que, durante la manipulación de la miniplaca para ajustarla a la anatomía ósea, esta debiera tener una mayor libertad espacial para la deformación en comparación con las miniplacas ya instaladas, que debieran tender a un comportamiento similar al de las miniplacas de bisel fijo, ya que se encuentran fijadas al hueso del paciente.

De todos modos, de acuerdo con lo observado en los gráficos, la diferencia del comportamiento de la deformación de las miniplacas influidas por esta variable se observó en la etapa previa a la fuerza máxima, por lo que no está dentro de los aspectos a evaluar en este trabajo. Por lo que sería parte de un estudio futuro determinar la naturaleza de este fenómeno.

7.2 ANÁLISIS DE ROTURA

En relación con el punto de rotura de las miniplacas, se determinan dos valores fundamentales que las caracterizan: la fuerza de rotura y la deformación al momento de la rotura.

De acuerdo con los resultados obtenidos en la prueba, las tres miniplacas evaluadas presentaron diferencias significativas en sus valores de fuerza de rotura. En particular, las miniplacas Osteomed mostraron la menor fuerza de rotura, mientras que Bone Plate presentó la mayor resistencia. Anchorfix se ubicó en un lugar intermedio entre los otros dos modelos.

Este comportamiento resulta similar al que ocurre al comprar sus fuerzas máximas, por tanto, es posible afirmar que Bone Plate presenta una mayor tolerancia a la fuerza aplicada sobre ella, es decir, es capaz de soportar una mayor fuerza antes de su rotura.

Para comprender la relevancia de estos datos, es importante contextualizar que las miniplacas están diseñadas para su uso en tratamientos de ortodoncia y se utilizan como dispositivos de anclaje esquelético. En este contexto, se deben

comparar los resultados con las fuerzas típicas que enfrentan este tipo de dispositivos en la práctica clínica.

Dispositivos de expansión maxilar han demostrado resistir fuerzas máximas de entre 79,4 y 166,6 N, llegando a estos niveles de carga sin presentar deformaciones que impidan su correcto funcionamiento, registrándose deformaciones plásticas significativas en torno a los 500 y 700 N (Walter y cols., 2023). Las cargas de uso de estos dispositivos distan mucho de estas fuerzas máximas que son capaces de soportar, ya en 1965 fueron descritos valores de entre 700 y 900 g, aproximadamente entre 7 y 9 N, eran capaces de generar una expansión maxilar rápida (Zimring e Isaacson, 1965), valores que se mantienen vigentes hasta el día de hoy, En donde dispositivos como el MARPE suelen aplicar fuerzas en torno a los 800 g, unos 8 N (Walter y cols.,2023).

Se han descrito también indicaciones de anclaje esquelético para movimiento dentario, en donde se señala que ajustar los tornillos a 30 N y utilizar fuerzas iniciales menores a 200 g (2 N), brindan una buena estabilidad inmediata, pudiendo posteriormente mantener fuerzas continuas y de intensidad creciente (Paulus y Hartmann, 2011).

Se han realizado pruebas ex vivo de protracción maxilar mediante miniplacas, en las cuales se han generado fuerzas intermaxilares mediante elásticos con intensidades de 200 a 1000 g (2 a 10 N), de acuerdo con las fuerzas habituales de la práctica clínica, en donde no surgieron problemas en las miniplacas utilizadas en estos rangos de fuerza (Vracar y cols., 2021).

En pacientes con mordida abierta el tratamiento puede implicar el uso de dispositivos de anclaje esquelético, desde el cual se generan fuerzas de ortodoncia intrusivas que alcanzan los 500 g (5 N) por lado. Se ha señalado además que el principal desafío en el éxito de este tratamiento radica en la manipulación y fijación de los dispositivos, en donde se deben respetar la anatomía del hueso cortical y obtener un vector de fuerza favorable para el movimiento deseado (Seo y cols., 2017).

Nuevamente, Los tres modelos de miniplacas evaluados presentaron fuerzas de rotura muy superiores a las que enfrentan en las situaciones indicadas, ya que la miniplaca que soporto menor fuerza, Osteomed, alcanzó una fuerza de rotura de 371,28 (\pm 32,15) N y una fuerza máxima de 460,15 (\pm 11,63) N, en comparación con los 10 N de fuerza de las situaciones clínicas más exigentes según la literatura. Por lo que el momento de mayor exigencia, y de mayor riesgo a fractura, para estos dispositivos ocurre durante la manipulación de instalación.

En cuanto a los estándares de fabricación de las miniplacas, la normativa ISO 5832-3 determina que las aleaciones de titanio deben tener un módulo de Young de entre 110 y 114 GPa, una resistencia a la tracción (R_m) es decir la máxima tracción que el material soporta antes de la rotura o falla de entre 960 y 970 MPa y un Limite elástico o proporcional ($R_p 0.2$) de entre 850 y 900 MPa (Rudawska y cols., 2019).

Los valores obtenidos se compararon con el área transversal de las secciones que sufrieron rotura. En el caso de las miniplacas Osteomed, con una sección transversal de 0,45 mm², se esperaría una fuerza máxima cercana a los 432 N a 436,5 N, un 5,13% menos que los 460,15 N (\pm 11,63) observados en la prueba. Por otro lado, las miniplacas Bone Plate, con una sección transversal de 0,7 mm², deberían presentar una fuerza máxima entre 675 N y 682 N, lo cual es un 16,41% inferior a los 815,90 N (\pm 12,22) obtenidos en la prueba. En cuanto a las miniplacas Anchorfix, con una sección transversal de 0,54 mm², se esperaría una fuerza máxima de entre 520 N y 525 N, también menor en un 18,67% a los 645,62 N (\pm 45,38) obtenidos en la prueba. Estos resultados indican que las tres miniplacas evaluadas superaron los requisitos de la normativa ISO en cuanto a la fuerza máxima.

Por otro lado, Bone Plate y Anchorfix tuvieron una deformación al momento de fractura similar tanto en valores absolutos como relativo, sin embargo, el resultado de las miniplacas Osteomed fue significativamente menor.

En resumen, los resultados muestran que el modelo Osteomed fue el que soportó menor fuerza y experimentó una menor deformación antes de su rotura, mientras

que el modelo Bone Plate mostró una mayor resistencia y rigidez, siendo el que toleró una fuerza máxima más alta. En este sentido, el modelo Anchorfix se ubicó entre ambos, con una capacidad de deformación antes de la rotura similar a la de Bone Plate.

De la variación los valores de fuerza y deformación entre el momento de fuerza máxima y rotura observó que Anchorfix fue levemente quien más deformación tuvo entre estos puntos como también quien mas varió su fuerza, por lo que es posible catalogarla como la miniplaca que permite un mayor margen de manipulación posterior a alcanzar la fuerza máxima, sin embargo, no es recomendable llegar a esta zona en la manipulación del dispositivo producto del notable deterioro de sus propiedades mecánicas.

En conjunto, tanto los resultados de este estudio como los hallazgos en la literatura respaldan la noción de que las propiedades mecánicas de las miniplacas de titanio varían significativamente entre diferentes fabricantes y modelos utilizados en ortodoncia para anclaje esquelético. Estas diferencias en las propiedades pueden tener implicaciones importantes en la elección del modelo o marca de miniplaca de titanio, ya que aquellas con mayor rigidez tienden a ofrecer una mayor estabilidad y una menor tasa de fractura en comparación con modelos menos rígidos.

8. CONCLUSIONES

1. Existen diferencias significativas en la fuerza de rotura entre las distintas marcas de miniplacas comercializadas en Chile, Específicamente la miniplaca Osteomed es la con menor capacidad para soportar fuerza y Bone Plate la que más.
2. Las miniplacas Osteomed presentaron una menor capacidad de deformación tanto en longitud total como relativa, en comparación con las otras marcas evaluadas.
3. Las miniplacas Anchorfix mostraron una mayor tolerancia a la deformación una vez alcanzada la fuerza máxima, aunque se debe tener precaución en la manipulación sobre este límite por el deterioro de las propiedades mecánicas.
4. El comportamiento de deformación de las miniplacas está determinado tanto por aspectos de diseño como del material de fabricación utilizado.
5. Todas las miniplacas evaluadas en este estudio presentan una fuerza máxima y de rotura que permiten su uso en ortodoncia.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

Akikazu, Sh., (2015). Biomechanics in Dentistry. En J. Mantinlinna (Ed.), Handbook of Oral Biomaterials (pp. 339-358). Pan Stanford Publishing.

Albogha, M. H., Mori, Y., & Takahashi, I. (2018). Three-dimensional titanium miniplates for fixation of subcondylar mandibular fractures: Comparison of five designs using patient-specific finite element analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 46(3), 391–397. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.12.020>

Asl, H. G., & Alsaran, A. (2020). In vitro comparison of commercial and ultrafine-grained titanium osteosynthesis miniplates used on mandibular fractures. *Dental and medical problems*, 57(4), 351–358. <https://doi.org/10.17219/dmp/123932>

Carano A., Lonardo P., Velo S., Incorvati C. mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog. orthod.* 2005; 6:82-97.

Carter JLB. Debrett's Book of Surgery. Sterling Publications Ltd. London. 1992. p. 47-50.

Chang, H. P., & Tseng, Y. C. (2014). Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 30(3), 111–115. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2013.11.002>

Chen, Y. J., Chang, H. H., Huang, C. Y., Hung, H. C., Lai, E. H., & Yao, C. C. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical oral implants research*, 18(6), 768–775. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01405.x>

Cornelis M.A., Scheffler N., Mahy P., Siciliano S., De Clerck H., Tulloch C. Modified Miniplates for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontics: Placement and Removal Surgeries. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008; 66 (7): 1439-45.

Costello B., Ruiz, R., Petrone J., Sohn, J. Temporary Skeletal Anchorage Devices for Orthodontics. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. 2010; 22(1), 91–105.

De Clerck, E. E., & Swennen, G. R. (2011). Success rate of miniplate anchorage for bone anchored maxillary protraction. *The Angle orthodontist*, 81(6), 1010–1013. <https://doi.org/10.2319/012311-47.1>

Durán, Francisca, Hormazábal, Francisca, Toledo, Ximena, Chang, Ru-Harn, González, Natalia, & Sciaraffia, Paulina. (2020). Una Descripción General y Actualizada de Miniplacas y Minitornillos. Efectos Dentoalveolares y Esqueléticos. *International journal of odontostomatology*, 14(1), 136-146. <https://dx.doi.org/10.4067/S0718-381X2020000100136>

Faber J., Ferreira T., Leal S.; Medeiros P., Dos Santos Carvalho. Miniplacas permitem tratamento eficiente e eficaz da mordida aberta anterior. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial*. 2008 Sept./Oct.; 13 (5)

Galli, C., Piemontese, M., Ravanetti, F., Lumetti, S., Passeri, G., Gandolfini, M., & Macaluso, G. M. (2012). Effect of surface treatment on cell responses to grades 4 and 5 titanium for orthodontic mini-implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 141(6), 705–714. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.12.022>

Heymann G., Cevidanes L., Cornellis M., De Clerck H., Tullock C., Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010; 137:274-84.

Huang, Y. W., Chang, C. H., Wong, T. Y., & Liu, J. K. (2012). Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 142(4), 466–472. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.04.019>

Ito Arai, J. (2012). *Alternativas mecánicas en Ortodoncia. Aplicación práctica*. El manual moderno S.A.

Janssen, K. I., Raghoobar, G. M., Vissink, A., & Sandham, A. (2008). Skeletal anchorage in orthodontics--a review of various systems in animal and human studies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23(1), 75–88.

Jenner JD., Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilising bone plates. *Aust Orthod J* 1985; 9:231- 3.

Kirsten C. Trandem, a Chad S. Korach, b and Robert H. Schindelc Comparison of deformation of 3 orthodontic miniplate lever arms *J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140:531-6.

Lang, N., Mantinlinna, J. (2015). Titanium in Implant Dentistry. En J. Mantinlinna (Ed.), *Handbook of Oral Biomaterials* (pp. 339-358). Pan Stanford Publishing.

Leo, M., Cerroni, L., Pasquantonio, G., Condò, S. G., & Condò, R. (2016). Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that

influence the clinical success rate of the mini-implants. *La Clinica terapeutica*, 167(3), e70–e77. <https://doi.org/10.7417/CT.2016.1936>

Loukota R.A., Shelton J.C. Mechanical analysis of maxillofacial miniplates. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1995; 33: 174-179

Paulus, C.; Hartmann, C. (2011). Ancrages orthodontiques. *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale*, 112(5), 304–308. doi:10.1016/j.stomax.2011.08.014

Rastogi, S., Paul, S., Kukreja, S., Aggarwal, K., Choudhury, R., Bhugra, A., Indra B, N. P., & Jawaid, M. (2017). Treatment of Mandibular Angle Fractures with Single Three-Dimensional Locking Miniplates without Maxillomandibular Fixation: How Much Fixation Is Required?. *Craniomaxillofacial trauma & reconstruction*, 10(3), 188–196. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1600904>

Rudawska, A., Zaleski, K., Miturska, I., & Skoczylas, A. (2019). Effect of the Application of Different Surface Treatment Methods on the Strength of Titanium Alloy Sheet Adhesive Lap Joints. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(24), 4173. <https://doi.org/10.3390/ma12244173>

Seo, K. W., Iskenderoglu, N. S., Hwang, E. H., Chung, K. R., & Kim, S. H. (2017). Miniplate With a Bendable C-Tube Head Allows the Clinician to Alter Biomechanical Advantage in Extremely Complicated Anatomic Structure. *The Journal of craniofacial surgery*, 28(3), 817–820.

Silva E., Meloti F., Pinho S., De Almeida Cardoso M., Consolaro A. Biomecânica com miniplacas. *Rev Clín Ortod Dental Jun-Jul;17(3):17-34*

Sugawara J. Temporary skeletal anchorage devices: The case for miniplates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. May 2014; 145 (5): 559-565

Tharakan, M., Kumar L K, S., & Chandrachood, M. (2022). An In vitro study of biomechanical comparison between titanium 4-hole 3D plates and titanium conventional 4-hole miniplates for internal fixation of mandibular angle fractures. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 12(5), 683–686. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2022.08.022>

Thébault, B., Bédhet, N., Béhaghel, M., & Elamrani, K. (2011). The benefits of using anchorage miniplates: are they compatible with everyday orthodontic practice?. *International orthodontics*, 9(4), 353–387. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2011.09.015>

Trandem K., Korach C., and Schindel R., Comparison of deformation of 3 orthodontic miniplate lever arms. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011; 140 (4): 531-6.

Umemori M., Sugawara J., Mitani H., Nagasaka H. Skeletal anchorage system for openbite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999; 115: 166-174)

Valdés Rodríguez, O., José, T., Valle, D., Alberto, S., & Muñoz, G. (2014). Determinación de las curvas esfuerzo-deformación sobre cargas axiales de una raíz tropical. En Mem. Electro 2014, Vol. 36 (pp. 82-85). Chihuahua, Chih., México: Instituto Tecnológico de Chihuahua. ISSN 1405-2172.

Vracar, T. R., Claro, W., Vracar, M. E., 2nd, Jenkins, R. S., Bland, L., & Dayeh, A. A. (2021). Sutural deformation during bone-anchored maxillary protraction. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 11(3), 447–450. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2021.05.008>

Walter, A., de la Iglesia, F., Winsauer, H., Ploder, O., Wendl, B., & Puigdollers Perez, A. (2023). Evaluation of expansion forces of five pure bone-borne maxillary

expanders designs anchored with orthodontic mini-implants: An in vitro study. *Journal of orthodontics*, 14653125231152502. Advance online publication. <https://doi.org/10.1177/14653125231152502>

Wehrbein, H., & Göllner, P. (2007). Skeletal anchorage in orthodontics--basics and clinical application. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*, 68(6), 443–461. <https://doi.org/10.1007/s00056-007-0725-y>

Zhang, Y., Wang, J., Wang, P., Fan, X., Li, X., Fu, J., Li, S., Fan, H., & Guo, Z. (2013). Low elastic modulus contributes to the osteointegration of titanium alloy plug. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 101(4), 584–590. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32860>

Zimring, J. F., & Isaacson, R. J. (1965). Forces produced by rapid maxillary expansion. 3. Forces present during retention. *The Angle orthodontist*, 35, 178–186. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1965\)035<0178:FPBRME>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1965)035<0178:FPBRME>2.0.CO;2)