

Original

Comparación biomecánica entre los sistemas convencionales y uni-lock en osteosíntesis del ángulo mandibular. Estudio fotoelástico

José Luis Cebrián-Carretero^a, Rocio Sánchez-Burgos^{a,*}, María Teresa Carrascal-Morillo^b, Germán Vincent-Fraile^c, Fernando Ortiz de Artiñano^d y Miguel Burgueño-García^a

^a Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial, Hospital Universitario La Paz, Madrid, España

^b Departamento de Mecánica, E.T.S Ingenieros Industriales, UNED, Madrid, España

^c Laboratorio de Prótesis Dental Vincent Dental, Madrid, España

^d Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial, Hospital Virgen de la Luz, Cuenca, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 26 de septiembre de 2011

Aceptado el 14 de noviembre de 2011

On-line el 13 de enero de 2012

Palabras clave:

Fotoelasticidad

Fracturas de mandíbula

Ensayos biomecánicos

Placas tipo «lock»

R E S U M E N

Introducción: Las implicaciones biomecánicas de la interacción de las placas y tornillos de titanio con la mandíbula fracturada no son del todo conocidas. Los modelos matemáticos desarrollados hasta hoy en día muestran ciertas limitaciones, y los estudios experimentales han fracasado en reproducir las fuerzas musculares y la distribución de las tensiones internas en la interfaz entre mandíbula e implante.

Material y métodos: En el presente estudio, empleamos un simulador estático del sistema musculo-esquelético masticatorio para demostrar en réplicas mandibulares de resina epoxi, por medio de la fotoelasticidad tridimensional, la distribución de tensiones que se produce en fracturas del cuerpo mandibular tras la aplicación de diferentes métodos de osteosíntesis. **Resultados:** Los resultados muestran que el simulador y la fotoelasticidad 3D son útiles para estudiar las interacciones entre el hueso y el material de osteosíntesis. Los sistemas «lock» o bloqueados reflejaron la distribución de tensiones más favorable en la mandíbula de resina epoxi fracturada.

Conclusiones: La fotoelasticidad tridimensional en modelos de resina epoxi es un método útil para evaluar la distribución de tensiones en una estructura para estudios biomecánicos. En lo que se refiere a la osteosíntesis mandibular, las placas tipo «lock» mostraron ser las menos agresivas para el hueso.

© 2011 SECOM. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: ro_sb@hotmail.com (R. Sánchez-Burgos).

1130-0558/\$ – see front matter © 2011 SECOM. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

doi:10.1016/j.maxilo.2011.11.001

Biomechanical comparison of the conventional and uni-lock systems for mandibular osteosynthesis. A photoelastic study

A B S T R A C T

Keywords:

Photoelasticity
Mandible fractures
Biomechanics
"Lock" plates

Introduction: The biomechanical effects of the interaction between titanium plates and screws and the fractured mandible are not well known. The mathematical models that have been developed to date show limitations and the experimental studies fail in reproducing muscle forces and internal stress distributions in the bone-implant interface with the mandibular structure.

Material and methods: In the present study we use a static simulator of the masticatory system to show, in epoxy resin mandibular models, by means of 3D (three-dimensional) photoelasticity, the stress distribution using different osteosynthesis methods in mandibular body fractures.

Results: The results showed that the simulator and 3D photoelasticity were useful for studying interactions between bone and osteosynthesis materials. The "Lock" system displayed the most favourable stress distribution in the epoxy resin mandible.

Conclusions: 3D photoelasticity in epoxy resin models is a useful method to evaluate stress distribution for biomechanical studies. In terms of mandibular osteosynthesis, "lock" plates show the most favourable stress distribution due to being less aggressive to the bone.

© 2011 SECOM. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

Aunque los principios de la osteosíntesis cráneo-maxilofacial fueron desarrollados durante los años 60 y 70, su aplicación no se generalizó hasta los años 80. En esta situación los primeros estudios retrospectivos con un aceptable periodo de seguimiento no aparecieron hasta 1990. En estas revisiones la osteosíntesis mostró su superioridad sobre otros métodos para el tratamiento de las fracturas¹⁻³.

En el campo de la osteosíntesis mandibular la investigación continúa muy activa tratando de discernir cuál es el tamaño y forma ideal de las placas, su número y disposición, así como los principios biomecánicos que rigen su empleo con vistas a mejorar los resultados quirúrgicos.

Cuando se emplean sistemas de placas convencionales, la estabilidad se consigue cuando la cabeza del tornillo comprime la placa contra el hueso a medida que el tornillo se va apretando. La morbilidad de estos sistemas se relaciona con: 1) la movilidad y fracaso del material; 2) alteraciones en la alineación de los segmentos fracturados debido al escaso moldeado de la placa, y 3) reabsorción del hueso adyacente a la placa por la compresión. Estas situaciones son especialmente preocupantes en casos de mala vascularización ósea, como fracturas comminutas, pacientes medicamente comprometidos o en ciertas localizaciones anatómicas de irrigación ósea terminal⁴.

Los sistemas de placas y tornillos bloqueados («lock») obvian alguna de estas complicaciones, ya que obtienen estabilidad mediante un sistema que bloquea el tornillo a la placa cuando es atornillado en el hueso. En esta situación, sus teóricas ventajas son: 1) menor pérdida y aflojamiento de los tornillos bloqueados, 2) mayor estabilidad de la fractura, 3) menor necesidad de un moldeado preciso de la placa ya que el sistema se comporta como un fijador «externo-interno»

en el que el tornillo no comprime a la placa y al hueso^{5,6}. Lo fundamental es que el bloqueo entre la placa y el tornillo evita la necesidad de compresión entre la placa y el hueso, en nuestro caso la mandíbula, como se requiere en los sistemas convencionales.

Estas ventajas teóricas han tratado de ser confirmadas en ciertos ensayos biomecánicos en los que básicamente se ha comprobado la mayor estabilidad de los sistemas bloqueados, si bien el hecho de la mayor o menor compresión de las corticales ósea y su eventual reabsorción no ha sido todavía demostrada^{7,8}.

Para comprobar este último aspecto es preciso:

1. Disponer de un simulador biomecánico que reproduzca las condiciones de trabajo en situaciones fisiológicas y patológicas del sistema músculo-esquelético que queramos estudiar, en este caso el sistema músculo esquelético masticatorio⁹⁻¹¹.
2. Disponer de una técnica experimental que nos permita analizar la interfaz entre el material implantado y el hueso^{11,12}.

A lo largo de los años en la literatura internacional, se han descrito modelos «in vitro» que analizaban la fijación de las fracturas, pero las simulaciones obtenidas nunca han sido capaces de explorar adecuadamente las peculiaridades biomecánicas de la unión hueso-implante¹².

El objetivo del presente artículo es desarrollar un simulador biomecánico del sistema músculo-esquelético masticatorio, que nos permita aplicar una técnica experimental para evaluar y comparar el comportamiento de las placas y tornillos «lock» con respecto a los sistemas convencionales y sus supuestas ventajas en el campo de la osteosíntesis mandibular.

Material y método

Fotoelasticidad y técnica de congelación de tensiones

La fotoelasticidad se basa en un fenómeno óptico denominado birrefringencia temporal. Cuando un material transparente, de características adecuadas, se somete a cargas mecánicas y se observa en un banco fotoelástico o polariscopio dispuesto para luz polarizada circular y en montaje cruzado para la extinción de la luz, aparecen unos espectros de franjas de colores, llamadas isocromáticas, que son los lugares geométricos de los puntos para los que la diferencia de tensiones principales es constante, denominándose a este fenómeno fotoelasticidad bidimensional.

La diferencia de tensiones entre dos isocromáticas responde a la fórmula:

$$\text{Diferencial de tensión } n = f \times n/h$$

Donde f y h son constantes y n corresponde a la situación tensional de cada isocromática. El espectro de isocromáticas se repite de forma constante desde las áreas de menos a más tensión (fig. 1).

Cuando se quiere determinar el estado tensional en el interior de una pieza cualquiera utilizando el método fotoelástico se utiliza la técnica de la fotoelasticidad tridimensional. Es una técnica muy precisa y con la enorme ventaja de presentar el estado de tensiones de toda la pieza instrumentada, permitiendo además trabajar con modelos a escala, elaborados a base de plásticos transparentes o colocar estos plásticos sobre el prototipo. Para ello se usan polímeros translúcidos, como las resinas epoxi, de buenas características fotoelásticas y que presentan una propiedad específica que los hace adecuados para su uso en fotoelasticidad tridimensional. Estos modelos cargados y sometidos a cierta temperatura durante un periodo de tiempo, cuando se enfrían hasta la temperatura ambiente, conservan el mismo estado tensional, apareciendo el fenómeno denominado «congelación de tensiones». El proceso por el cual se lleva a cabo esta «congelación de tensiones» se explica a nivel molecular, ya que estos plásticos se

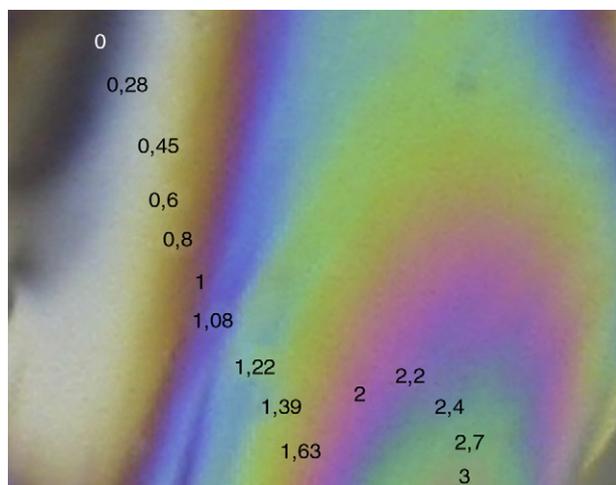


Figura 1 – Espectro de isocromáticas, donde los diferentes números representan el «n» correspondiente a cada franja.

presentan en dos fases distintas: una sólida a temperatura ambiente que será viscosa a cierta temperatura, mientras que la otra mantiene cualidades de sólido cristalino en ambas condiciones. Por tanto, cuando este material se ha calentado las cargas aplicadas provocan deformaciones y tensiones en la fase cristalina, mientras la fase viscosa fluye libremente, conservándose el estado tensional al retirar las cargas después de enfriado el conjunto. Este material se corta en finas rebanadas adecuadamente para no introducir nuevas tensiones, y con las técnicas de la fotoelasticidad bidimensional, se observa el estado tensional en su interior^{5,8}. Esta técnica se considera ideal para estudiar las tensiones generadas en la columna lumbar, ligamento cruzado anterior y en las mandíbulas^{7,10}.

Simulador biomecánico

Para la reproducción del esqueleto facial recurrimos a un cráneo adulto con maxilar y mandíbulas con dentición completa. Para la réplica craneal y maxilar acudimos a una reproducción en escala 1:1 realizada en poliuretano y obtenida por vaciado de una impresión de silicona de un cráneo óseo. El cráneo actuaría como parte fija del sistema. Los prototipos mandibulares se obtuvieron partiendo de una mandíbula modelo de adulto sano, con dentición permanente completa, a partir de la cual se manufacturaron un total de 10 réplicas en resina epoxi. Para ello se sumergió el modelo en un baño de silicona autopolimerizable que reproducía fielmente el tamaño, forma y contorno mandibular, y se rellenaron mediante inyecciones sucesivas de los componentes de la resina epoxi que polimerizaron dando lugar a 10 réplicas de la mandíbula. La elección de la resina epoxi se debió a sus propiedades ópticas y mecánicas (rigidez y resistencia similares al tejido óseo). Las mandíbulas así obtenidas se articularon con el hueso maxilar del cráneo. La réplica de la musculatura masticatoria se realizó aplicando tornillos, ganchos y adhesivo en los lugares inserción muscular para sostener elásticos, que traccionasen con una fuerza similar a las conocidas para la musculatura masticatoria en diversas posiciones. Los músculos simulados fueron: maseteros, pterigoideos laterales, pterigoideos mediales, temporales y músculos depresores. Las fuerzas masticatorias aplicadas representaron un tercio de las fuerzas masticatorias máximas para no vencer la resistencia de la resina, dando lugar a una fractura de la misma. Las fuerzas aplicadas fueron en la dirección fisiológica de los músculos masticatorios.

En el caso concreto del sistema esquelético masticatorio, estudiamos la situación tensional en rodajas de la zona dentada mandibular (sínfisis, cuerpo y ángulo) tras la aplicación de determinadas cargas, y su perpetuación mediante el método de congelación de tensiones.

Ensayos

Sobre estas mandíbulas se realizaron fracturas en el ángulo mandibular derecho (fig. 2a y b) que fueron fijadas usando dos métodos de fijación distintos:

1. Miniplacas convencionales 2.0.
2. Placas tipo «Lock» o bloqueadas 2.4

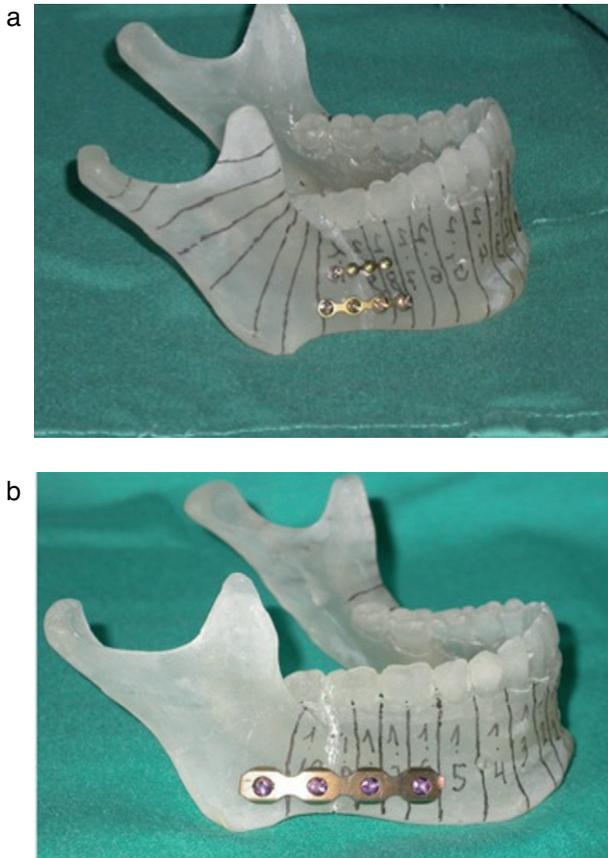


Figura 2 – Prototipo mandibular de resina epoxi. a: Fijación con placas 2.0. b: Fijación con placa «lock».

Para estudiar la interfaz entre hueso y tornillos, estos fueron retirados antes de aplicar el método de congelación de tensiones. Después las zonas adyacentes a la fractura fueron cortadas en rodajas de 5 mm y pulidas bajo abundante irrigación con el fin de que fuesen lo suficientemente transparentes para su observación y estudio con el polaroscopio.

Si recordamos la fórmula: $\text{Diferencial de tensión} = f \times n/h$ y consideramos que f y h son constantes podemos concluir que a mayor n , mayor será el diferencial de tensiones en un lugar determinado de la pieza.

Resultados

Cuando se emplean sistemas de osteosíntesis convencional con placas para tornillos de 2,0 mm, que comprimen directamente la placa contra el hueso, existe una elevada concentración de tensiones en la cortical externa del área que rodea a la placa, que se extiende hacia el hueso alveolar y basilar. Del mismo modo las tensiones son tan intensas que se continúan a lo largo de toda la longitud del tornillo, con una importante reacción en la cortical interna (fig. 3). En el caso de emplear dos mini-placas de 2.0 en posiciones craneal y caudal (fig. 4), existía una elevada concentración de tensiones a lo largo de toda la extensión de los tornillos, independientemente de su longitud, así como en la cortical externa. Las franjas isocromáticas que rodeaban ambos implantes se sumaban, dando lugar a un área de gran concentración de tensiones entre ellos.

Por el contrario, aquellos casos en los que se empleó un sistema roscado en la placa («lock»), las fuerzas de compresión sobre el hueso mandibular fueron mucho menores. En la figura 5 se puede apreciar cómo la concentración de tensiones era de menor intensidad que en el caso anterior, y además quedaban limitadas al segmento del tornillo cercano a la cabeza sin extenderse a su zona más distal. Del mismo modo, en ningún momento se produjo efecto de compresión sobre la cortical en contacto con la placa, ni mucho menos reacción tensional en la cortical contralateral.

Discusión

Durante los últimos treinta años, la investigación en osteosíntesis maxilofacial se ha centrado en conseguir el material más biocompatible desde el punto de vista de composición, tamaño y forma. Parece ser que en lo que se refiere a la composición el titanio se ha mostrado como el metal más versátil con una amplia documentación clínica, pero en lo referente a los aspectos biomecánicos se sigue buscando aquella situación en la que el material interfiera lo menos posible con el patrón normal de función y distribución de tensiones mandibulares^{13,14}.

Los sistemas de placas y tornillos convencionales requieren una adaptación muy precisa al hueso subyacente, que consiga reducir la fractura y restablezca de forma predecible las

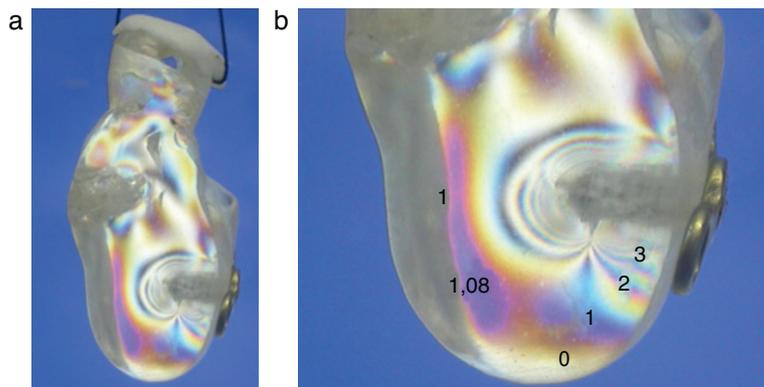


Figura 3 – a Osteosíntesis convencional 2,0 mm. b. Nótese la importante concentración de tensiones, relacionadas con fuerzas de compresión, alrededor del tornillo y en ambas corticales óseas.



Figura 4 – Espectro de tensiones alrededor de dos tornillos de 2 mm del sistema convencional. Nótese la gran concentración de tensiones alrededor de toda la longitud de los tornillos así como en la cortical externa del hueso mandibular, y en el espacio entre los tornillos.

relaciones oclusales. Esta adaptación requiere en ocasiones un moldeado complejo y siempre supone un cierto grado de compresión del tornillo y la placa contra la cortical externa del hueso para conseguir la estabilidad deseada. Así aunque este sistema favorece la curación primaria, a medio plazo puede causar alteraciones de la vascularización de la cortical ósea con la consiguiente reabsorción y aflojamiento de los tornillos^{7,8}.

Para obviar estas complicaciones se desarrollaron los sistemas tipo lock o bloqueados, cuya ventaja teórica es evitar esta compresión ya que el tornillo queda enroscado a la placa y no la comprime contra el hueso. Además la estabilidad de la fractura y el mantenimiento de las relaciones interoclusales se consigue gracias a su actuación como un fijador interno-externo. Esta ventaja es aún mayor cuando se

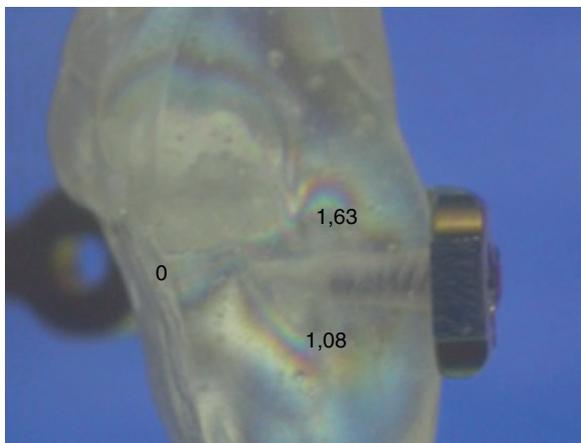


Figura 5 – Sistema «lock». Nótese la escasa concentración de tensiones, y su localización en la zona que rodea al tornillo.

emplean grandes placas, como las de reconstrucción mandibular, que son realmente difíciles de adaptar.

Estas ventajas teóricas, que se manifestarán clínicamente a largo plazo, no han sido experimentalmente ni mecánicamente demostradas, ya que es difícil encontrar un método que explore la compleja relación entre hueso, placas y tornillos. En un intento de conseguirlo, en el presente estudio hemos tratado de evaluar la validez de la fotoelasticidad y la congelación de tensiones para estudiar la interfaz entre implantes y hueso receptor.

La fotoelasticidad ha sido ampliamente empleada para evaluar experimentalmente los métodos de osteosíntesis. Quizás los estudios más conocidos son los de Champy et al que, empleando bloques de resina epoxi fotoelástica, establecieron los principios de la fijación funcionalmente estable a través de la redistribución de las fuerzas actuantes^{12,14}. Desde entonces muchos autores han empleado la fotoelasticidad para evaluar las diferentes opciones de osteosíntesis en traumatología, ortodoncia y reconstrucción mandibular¹⁵⁻¹⁷.

En todos estos ensayos, los sistemas de simulación eran rudimentarios y difícilmente reproducían las características biomecánicas de los sistemas músculo-esqueléticos que estudiaban. La ventaja de los sistemas de congelación de tensiones aplicados sobre rodajas mandibulares de resina epoxi que presentamos en este estudio es doble:

1. Por un lado, permite el estudio de la interfaz entre hueso y tornillo.
2. Por otro, permite un análisis tridimensional si la información obtenida de cada rodaja mandibular es estudiada secuencialmente.

Esto es así porque las tensiones quedan memorizadas en la pieza incluso tras la retirada de las placas, y tras cortar la mandíbula en sentido cráneo-caudal.

En los sistemas de osteosíntesis convencional la placa es firmemente comprimida al contorno del hueso. En los experimentos realizados en este estudio se ha comprobado cómo la compresión del tornillo a la placa y al hueso causa un incremento de tensiones muy importante alrededor de esta, tanto alrededor de los tornillos como en ambas corticales, la externa por el contacto, y la interna por la intensa reacción a esas fuerzas. Estas tensiones se sumarán además a otras a las que puede estar sometida la mandíbula en ese momento como fijaciones intermaxilares y fuerzas de cierre mandibular. Estudios experimentales han mostrado reabsorción ósea adyacente a la placa debido a la falta de aporte vascular relacionado con la compresión^{18,19}. Aun así en individuos sanos, la mayor parte de las fracturas tratadas mediante osteosíntesis convencional evolucionan de forma favorable, debido a la enorme tendencia a la curación del hueso fracturado.

No obstante en individuos médicamente comprometidos, en áreas mal vascularizadas y en casos de fracturas conminutas en las que la vascularización es crítica, los métodos de osteosíntesis aplicados deben ser totalmente respetuosos con el hueso subyacente.

Aunque los sistemas tipo «lock» se desarrollaron hace más de 30 años, su utilización en la práctica clínica no se ha popularizado hasta los últimos 10 años, de manera que las primeras comparaciones entre ambos sistemas en la literatura

maxilofacial se deben a Gutwald quien, empleando galgas extensiométricas, concluyeron que se obtenía mayor estabilidad con los sistemas «locking». Se trataba de estudios bidimensionales, de superficie, en mandíbulas de cadáver que en ningún momento fueron capaces de investigar la interfaz hueso-implante⁵.

En los experimentos llevados a cabo en este estudio, se ha elegido una fractura de la región posterior del cuerpo, donde la vascularización es terminal. Al comparar los dos sistemas, se pudo comprobar que las fuerzas de compresión sobre ambas corticales, así como alrededor del tornillo, eran mucho menores cuando se aplicaban sistemas atornillados a la placa. En estos casos, como se aprecia en las figuras 5 a y b, las tensiones se concentraban en forma de bandas anchas, de escasa densidad, a lo largo de la punta o extremo terminal del tornillo, sin que apareciesen tensiones relacionadas con efectos de compresión en ambas corticales y a lo largo de toda la longitud del tornillo. Por tanto, la sobrecarga funcional de regiones a las que no es necesario someter a esfuerzos compresivos es mucho mayor en los sistemas convencionales. Por otro lado, el diseño y características de las placas tipo «lock» es tal que con una sola placa se consigue la misma fijación que con dos mini-placas convencionales. En la figura 4 podemos ver cómo la colocación de dos miniplacas supone la existencia de una zona de elevada concentración de tensiones entre ellas que se suma a las ya descritas sobre las corticales, que pueden comprometer el éxito de la osteosíntesis.

En este experimento se emplearon placas de 2,4 mm porque en el momento de realización de los ensayos el uso de placas «lock» más pequeñas para las fracturas de cuerpo era controvertido^{20,21}, pero desde entonces el sistema se ha ido perfeccionando hasta la aparición de placas pequeñas de 2 mm que ofrecen la misma, e incluso mayor estabilidad que los sistemas de osteosíntesis convencionales^{22,23}. El principal problema de estos sistemas es que hoy en día son más caros que los convencionales.

Es cierto que los factores biomecánicos son solo uno de los aspectos a tener en cuenta a la hora del tratamiento de las fracturas mandibulares, pero también lo es que el respeto por la estructura ósea que caracteriza a los sistemas «lock» ya ha sido clínicamente documentado de manera que incluso son los recomendados para el rescate de los casos de fracaso de la osteosíntesis²⁴.

Conclusiones

En definitiva, en el presente trabajo se propone un modelo y método fiable para estudiar las características biomecánicas del sistema músculo-esquelético en el caso de fracturas mandibulares fijadas con diversos sistemas de osteosíntesis. Se ofrece un análisis cualitativo y semi-cuantitativo de las tensiones que actúan en el sistema en cada caso y permite concluir cómo los sistemas tipo «lock» o bloqueados son los que menos interfieren con el patrón normal de función y distribución de tensiones mandibulares. El presente estudio experimental demuestra la validez de la fotoelasticidad y el sistema de congelación de tensiones para el estudio de la biomecánica mandibular como ya apuntábamos en el estudio de referencia publicado en esta revista²⁵.

Como allí se apuntaba estamos trabajando para desarrollar más aplicaciones de este método que nos permitan reproducir las condiciones de trabajo. De esta manera podemos analizar el comportamiento de los diferentes materiales en condiciones de carga cíclica. La dinamización del sistema depende de conseguir adaptar los mecanismos existentes de apertura y cierre para someterlos al proceso de congelación de tensiones.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Agradecimientos

Al Prof. Mariano Rodríguez-Avial por facilitarnos el uso del Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII de la UNED.

BIBLIOGRAFÍA

1. Thaller SR, Reavie D, Daniller A. Rigid internal fixation with miniplates and screws: a cost-effective technique for treating mandible fractures? *Ann Plast Surg.* 1990;24:469-74.
2. Hoffman WY, Barton RM, Price M, Mathes SJ. Rigid internal fixation vs. Traditional techniques for the treatment of mandible fractures. *J Trauma.* 1990;30:1032-5.
3. Moreno JC, Fernández A, Ortiz JA, Montalvo JJ. Complication rates associated with different treatment for mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58:273-80.
4. Klotch DW, Gal TJ, Gal RL. Assessment of plate use for mandibular reconstruction: Has changing technology made a difference? *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999;121:388-92.
5. Gutwald R. Biomechanical stability of an internal mini fixation system in maxillofacial osteosynthesis. *J Med Biol Eng Comp.* 1999;37:S280.
6. Hertford AS, Ellis E. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998;56:1261-5.
7. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:1319-26.
8. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001;59:1199-210.
9. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90:574-80.
10. Pacey MN, Haake SJ, Paterson EA. A novel instrument for automated principal stress separation in reflection photoelasticity. *J Test Eval.* 2000;28:229-35.
11. Champy M, Lodde JP, Jaeger J, Wilk A. Ostéosynthèses. Mandibulaires selon la technique de Michelet. Bases biomécaniques. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 1976;77:569-76.
12. Gross MD, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosth Dentistry.* 2001;85:442-9.
13. Kim YK, Nam KW. Treatment of mandible fractures using low profile titanium miniplates: preliminary study. *Plast Reconstruc Surg.* 2001;108:38-43.
14. Rudman RA, Roshental SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG. Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997;84:129-36.

15. Shetty V, Caputo AA. Biomechanical validation of the solitary lag screw technique for reducing mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50:603-7.
16. Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:445-50.
17. Champy M, Lodde JP. Synthèses mandibulaires. Localisation de synthèse en fonction des contraintes mandibulaires. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 1976;77:971-6.
18. Weinans H, Huijkes R, Grootenboer HJ. Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-be interfaces. *J Biomechanics.* 1993;26:369-82.
19. Rietbergen B, Huijkes R, Weinam H, Sumner DR, Turner TM, Galante JO. The mechanics of bone remodeling and resorption around prefitted systems. *J Biomechanics.* 1993;26:369-82.
20. Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med.* 2003;52:120-7.
21. Ellis E, Graham J. Use of a 2.0 mm locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:642.
22. Cebrián JL. Desarrollo de un simulador estático para estudios biomecánicos foto-elásticos del sistema músculo-esquelético masticatorio. Tesis.
23. Gbara A, Heiland M, Schmelzle R, Blake F. Mechanical aspects of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system and comparison with four conventional systems. *J Craniomaxillofac Surg.* 2008;36:152-6.
24. Navarro I, Cebrián JL, Demaría G, Chamorro M, López-Arcas JM, Muñoz JM, et al. Fracaso de la osteosíntesis mandibular. Consideraciones biomecánicas y tratamiento. A propósito de dos casos clínicos. *Rev Esp Cir Oral y Maxilofac.* 2009;31:122-7.
25. Cebrián JL, Carrascal MT, Vincent G, Ortiz de Artiñano F. Estudio biomecánico experimental del sistema musculo-esquelético masticatorio Aplicaciones para el estudio de la osteosíntesis. *Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac.* 2009;31:39-45.