Análisis de elementos finitos de las inserciones liberadoras de estrés sobre las dentaduras retenidas con implantes maxilares

Fuminori Tanino, DDSª/Iwao Hayakawa, DDS, PhD^b/Shigezo Hirano, DDS, PhD^c/ Shunsuke Minakuchi, DDS, PhD^c

> **Objetivo:** El objetivo de este estudio fue analizar el efecto de las inserciones liberadoras de estrés en las conexiones entre las dentaduras maxilares sin paladar y los implantes. Materiales y método: Se emplearon modelos de elementos finitos tridimensionales para reproducir un maxilar superior humano edéntulo con una dentadura retenida con implantes. Se valoraron modelos de dos implantes (en la posición de los dientes caninos de ambos lados) y modelos de cuatro implantes (en la posición de los caninos y los segundos premolares de ambos lados). Se incluyó material liberador de estrés de conexión entre los implantes y la dentadura alrededor de cada anclaje. Se aplicaron cargas axiales de 100 N sobre la superficie oclusal del primer molar izquierdo. En cada modelo se valoró la influencia de las inserciones liberadoras de estrés cambiando el módulo elástico de 1 a 3000 MPa y el grosor del material liberador de estrés de 1 a 3 mm. Se calculó el máximo estrés en la superficie de contacto entre el implante y el hueso y el estrés en la superficie del hueso cortical situada justo debajo del punto de carga. Resultados: En todos los modelos el estrés máximo en la superficie de contacto entre implante y hueso para los implantes localizados en la posición del diente canino se generó en el hueso perimplante en el lado de carga. Al aumentar el módulo elástico de los materiales liberadores de estrés, el estrés aumentó en la superficie de contacto entre el implante y el hueso, al tiempo que se redujo en la superficie del hueso cortical. Además, el estrés en la superficie de contacto entre el implante y el hueso con el material liberador de estrés de 3 mm de grosor fue menor que al utilizar el material de 1 mm. Conclusión: Dentro de las limitaciones de este experimento, el estrés generado en la superficie de contacto entre hueso e implante se pudo controlar modificando el módulo elástico y el grosor de los materiales liberadores de estrés. Int J Prosthodont 2007; 20: 193-198.

Para conseguir un soporte, estabilidad y retención adecuados, las dentaduras maxilares completas suelen tener una cobertura palatina¹. Varios estudios han valorado la respuesta física ante los distintos grados de cobertura palatina con la prótesis²⁻⁴, lo que sugiere que para mantener una sensibilidad y función oral resulta incluso ventajoso no cubrir el paladar. Sin embargo, dada la continua reducción de los rebordes residuales durante la utilización de dentaduras^{5,6}, a menudo resulta difícil mantener la retención y estabilidad de las dentaduras exentas de paladar. En estos casos, una opción terapéutica es la dentadura retenida con implantes⁷⁻⁹.

En algunos casos, los rebordes residuales permiten colocar numerosos implantes, pero para reducir el estrés quirúrgico, psicológico y económico⁹ en ocasiones se opta por un número mínimo de implantes. Por otro lado, en los pacientes con una reabsorción avanzada del reborde residual las oportunidades de colocación de implantes son limitadas. Para mejorar esta situación a menudo son precisas extensas intervenciones quirúrgicas de reconstrucción antes de colocar los implantes; sin embargo, a menudo estas intervenciones resultan difíciles porque suponen un estrés para el paciente. Por eso es necesario plantearse el uso del número eficiente mínimo de implantes.

Como el área de soporte palatino de las dentaduras exentas de paladar es menor que en las dentaduras con cobertura palatina, el estrés de los implantes sobre este tipo de dentaduras es más importante⁹. En la superficie de contacto entre el implante y el hueso sólo es posible colocar un número mínimo de implantes, ya que en este lugar se concentra el estrés cuando la dentadura se desplaza por el contacto oclusal. Una concentración excesiva del estrés

^aGraduate student, Complete Denture Prosthodontics, Graduate School, Tokyo Medical and Dental University, Tokyo, Japan. ^bProfessor, Complete Denture Prosthodontics, Graduate School, Tokyo Medical and Dental University, Tokyo, Japan. ^cAssociate Professor, Complete Denture Prosthodontics, Graduate School, Tokyo Medical and Dental University, Tokyo, Japan.

Correspondencia: Dr. Fuminori Tanino, Complete Denture Prosthodontics, Graduate School, Tokyo Medical and Dental University, 1-4-45 Yushima, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8549, Japan. Fax: 81 3 5803 5586. E-mail: f.tanino.ore@tmd.ac.jp



Fig. 1 Maxilar superior modelo. a: Implante; b: mucosa; c: hueso cortical; d: hueso esponioso.



Fig. 3 Dimensiones de la cresta.

determina la reabsorción del hueso y altera la osteointegración de los implantes¹⁰. Para evitar esta concentración del estrés se considera eficaz la utilización de materiales liberadores del estrés entre las dentaduras y los implantes. Sin embargo, esto puede modificar el desplazamiento de la dentadura, aumentando el estrés y agravando la reabsorción en los rebordes residuales. En la actualidad la capacidad de los materiales liberadores de estrés de reducir el estrés sobre los implantes y los rebordes sigue siendo casi desconocida.

Se han realizado análisis dinámicos del estrés sobre los implantes mediante fotoelasticidad, medida de la tensión y análisis de elementos finitos¹¹. La fotoelasticidad aporta información cualitativa de calidad sobre la localización global y la concentración de las fuerzas de estrés, pero la información cuantitativa que genera es limitada. Las medidas de la tensión sólo aportan información sobre la tensión en un sistema de registro, pero se ignora la influencia del tamaño de este registro sobre la medida. El análisis de elementos finitos puede simular la dinámica del estrés usando un modelo generado por ordenador para calcular el estrés, la tensión y el desplazamiento. Este análisis tiene la ventaja de que permite modificar con facilidad varias condiciones¹²⁻¹⁵ y también permite medir la distribución del estrés alrededor de los implantes en puntos opcionales difíciles de



Fig. 2 Superestructura del modelo. a: dentadura; b: material resistente.

valorar a nivel clínico. En consecuencia, esta aproximación se ha utilizado mucho para analizar la dinámica del estrés.

El objetivo del presente estudio fue analizar los efectos de las inserciones liberadoras de estrés sobre la distribución del mismo en las dentaduras maxilares sin paladar retenidas con implantes mediante el análisis de elementos finitos. El objetivo fue poner de relieve el efecto de dichas inserciones en las conexiones entre las dentaduras y los implantes sobre el estrés en la superficie de contacto huesoimplante en condiciones de carga durante la masticación y sobre el hueso cortical de la cresta justo debajo del punto de carga.

Materiales y método

Modelos de elementos finitos tridimensionales

Los modelos de elementos finitos tridimensionales (3D) fueron reproducidos usando el programa 3D CAD (SolidWorks 2005, SolidWorks) para representar un maxilar superior humano edéntulo. Estos modelos incluyen hueso cortical de 2 mm de grosor y mucosa, hueso esponjoso, implantes, inserciones liberadoras de estrés y dentaduras (figs. 1 a 3)^{12,16,17}. La cresta residual se representó con una reabsorción moderada¹⁸. Se analizaron modelos con 2 implantes (los implantes se localizaron a nivel de los caninos en ambos lados) y con 4 implantes (los implantes se localizaron a nivel de los caninos y los segundos premolares en ambos lados). El tipo de implantes elegidos para elaborar el modelo fueron implantes de titanio de 3,3 mm de diámetro y 10 mm en los caninos y de 4,1 mm y 10 mm para los premolares (ITI Straumann). Aunque se recomiendan implantes de más de 4,1 mm de diámetro y más de 10 mm de longitud¹⁹, es preferible un diámetro menor en la posición canina, dado que la cresta suele ser estrecha. Por eso se optó por el diámetro de 3,3 mm. Los anclajes para los implantes fueron cilíndricos, con una altura de 4 mm desde la superficie mucosa y 4,8 mm de diámetro. Se colocó material liberador de estrés alrededor de cada uno de los anclajes. Para valorar la influencia del grosor del material liberador de estrés se utilizó un modelo de 1 mm de grosor (modelo 1) y otro de 3 mm



Carga aplicada y condiciones de retención. Fia. 4

 Tabla 1
 Propiedades del material de las dentaduras.
la mucosa, el hueso cortical, el hueso esponjoso, los implantes y el material liberador de estrés

	Módulo elástico (MPa)	Coeficiente de Poisson
Dentadura (resina acrílica)	3000	0,35
Mucosa	1	0,37
Hueso cortical	13.700	0,30
Hueso esponjoso	1370	0,30
Implante (titanio)	103.400	0,35
Material liberador de estrés	1, 15, 30, 250, 500, 1000, 2000, 3000	0,30



(modelo 2) en el modelo con dos implantes. Además, para valorar la influencia del número de implantes se generó un modelo con 4 implantes de 1 mm de espesor (modelo 3). En cada uno de los modelos se comparó la capacidad de liberar el estrés modificando el módulo elástico de los materiales liberadores de estrés.

Aiustes del modelo

posterior.

En los modelos se utilizaron diez elementos tetraédricos de diez nodos. Se emplearon elementos de hendidura (módulo de rozamiento 0.005)¹² en las superficies de contacto entre la superestructura (dentaduras y materiales liberadores del estrés) y la cresta (mucosa e implantes). Los nodos de la superficie de contacto entre cada componente se fusionaron sin una superficie entre la superestructura y la cresta. El número de elementos y nodos fue de 29.413 y 40.507 para el modelo 1, 38.986 y 53.125 para el modelo 2, y 44.755 y 60.567 para el modelo 3, respectivamente.

Para conseguir un análisis eficiente, los elementos de los implantes y el material liberador de estrés fueron ajustados de forma especial con el programa 3D CAD. Se aplicaron cargas axiales de 100 N sobre la superficie oclusal en la posición del primer molar izquierdo (fig. 4)^{20,21}. Todos los nodos de la superficie del hueso esponjoso fueron sujetados en todas las direcciones, según se muestra en la fig. 4. Se asumió que todos los materiales eran elásticos de forma lineal e isotropos. Las propiedades del material de las dentaduras,

la mucosa, el hueso cortical, el hueso esponjoso y los implantes se correspondieron con las publicadas en un estudio previo (tabla 1)¹³. El módulo elástico del material liberador de estrés osciló entre 1 y 3000 MPa. Todas las condiciones se determinaron con el programa de elementos finitos (Cosmos-Works 2005, Structure Research and Analysis).

Análisis

Se calculó el estrés máximo en la superficie de contacto entre implante v hueso en los modelos 1, 2 v 3, además del estrés sobre la superficie del hueso cortical justo por debajo del punto de carga en el modelo 1 (fig. 5) mediante el programa de elementos finitos (Cosmos/M Version 2.7, Structure Research and Analysis).

Resultados

Estrés máximo en la superficie de contacto entre implante y hueso

En todos los modelos el estrés máximo en la superficie de contacto entre implante y hueso de los implantes del diente canino se generaron en el hueso perimplante del lado sometido a carga (fig. 6). Al aumentar el módulo elástico, también lo hizo el estrés; los estreses máximos y mínimos



Fig. 6 Distribución del estrés en la superficie de contacto entre implante y hueso. a: estrés máximo; b: carga.



Fig. 7 Estrés máximo en la superficie de contacto entre implante y hueso en el lado de carga para los tres modelos.



Fig. 8 Estrés máximo en la superficie de contacto entre hueso e implante en el lado de carga de los tres modelos con un módulo elástico de 1 a 30 MPa.

se generaron con un módulo elástico de 3000 y 1 MPa, respectivamente (fig. 7). Además, con un módulo elástico más bajo, la velocidad de aumento del estrés en relación con el aumento del módulo elástico fue todavía más alta. La velocidad máxima de aumento del estrés se observó para un módulo elástico de 1-15 MPa y el mínimo con valores de 2000-3000 MPa: 0,154 y 0,0025 en el modelo 1, 0,0986 y 0,0032 en el modelo 2, y 0,0318 y 0,00127 en el modelo 3 (fig. 8).

En los modelos con 2 implantes, los estreses observados con los materiales liberadores de estrés de 3 mm de grosor fueron menores a los observados con el material de 1 mm. Además, si se comparaban con los modelos de 2 implantes, cuando el módulo elástico del material liberador de estrés osciló entre 15 y 3000 MPa, el estrés se redujo a un máximo de 82,5% con 30 MPa y un mínimo de 50% para 3000 MPa en el modelo de 4 implantes. Con el módulo elástico de 1 MPa, la diferencia de estrés entre los modelos de 2 y 4 implantes fue muy pequeña.

Estrés sobre las superficies de hueso cortical

Independientemente del módulo elástico de los materiales liberadores de estrés, el grado máximo de estrés se generó en las medidas obtenidas en el punto 7 y fue mínimo en el punto de medida 1 (fig. 9). En los puntos 1 y 2 el estrés máximo se generó con un módulo elástico de 1 MPa. Al aumentar los módulos elásticos, se redujo el estrés y el estrés mínimo se obtuvo para 3000 MPa. En el punto 1 se observó una clara diferencia entre 1 y 15 MPa. En los puntos 3, 4 y 5 se obtuvo el estrés mínimo con 1 MPa y al aumentar el módulo elástico, también lo hizo el estrés. En el punto 3, el estrés máximo se generó con 500 MPa, mientras que en los puntos 4 y 5 el estrés máximo se obtuvo con 250 MPa. En los puntos 6 y 7 el estrés fue máximo con 1-30 MPa y, al aumentar el módulo elástico, se redujo el estrés, llegando al mínimo con 3000 MPa. La suma de los estreses totales de los puntos 1-7 con cada módulo elástico obtuvo un máximo de 692 KPa con 1 MPa y un mínimo de 639 KPa con 3000 MPa (fig. 10).

Comentario

Tanto el módulo elástico como el grosor del material liberador de estrés afectaron al estrés máximo sobre la superficie de contacto implante-hueso. Cuando se empleaba un material más grueso con un módulo elástico menor, se redujo el estrés en la superficie de contacto implante-hueso. Por el contrario, al aumentar el módulo elástico, se redujo el estrés sobre la cresta.

Se sugiere que el estrés máximo en la superficie de contacto entre implante y hueso se relaciona con el desplazamiento de la dentadura. Conforme aumenta el módulo elástico, se reduce el desplazamiento de la dentadura. En consecuencia, el estrés sobre los implantes aumentará y también lo hará el estrés máximo en la superficie de contacto entre implante y hueso. En el modelo de 2 implantes con módulos elásticos entre 1 y 30 MPa, la velocidad de aumento del estrés superó de forma evidente a la velocidad



Fig. 9 Estrés sobre el hueso cortical en el lado de carga.

de aumento del módulo elástico. Esto sugiere que el desplazamiento de la dentadura es sensible a este intervalo de módulos elásticos. El material liberador de estrés se transforma para reducir la transmisión de estrés desde la dentadura hasta el implante; por tanto, cuando el material es delgado, el grado de transformación y, por tanto, el desplazamiento de la dentadura, será pequeño. En consecuencia, el estrés sobre el implante aumentará y el máximo estrés en la superficie de contacto entre hueso e implante será mayor que con material más grueso. Sin embargo, el efecto de liberación de estrés fue superior con materiales de 3 mm de grosor que con materiales de 1 mm, aunque el grado de diferencia fue muy inferior a la diferencia entre los módulos elásticos. Por tanto, el grosor del material liberador de estrés puede tener poca influencia clínica. Si se compara con el modelo de 2 implantes, en el modelo con 4 aumenta el número de fulcros, lo que se traduce en un menor desplazamiento de la dentadura. En el modelo de 4 implantes, el estrés sobre cada implante es pequeño, de forma que el estrés máximo sobre la superficie de contacto implante-hueso fue claramente menor que en el modelo con 2 implantes.

En las dentaduras sobre implantes maxilares, no resulta deseable cubrir el paladar para poder conservar la sensibilidad y función oral²⁻⁴; sin embargo, aporta la ventaja de reducir el estrés sobre los implantes y mejorar la retención y la estabilidad^{8,9,22}. Por otro lado, no se recomienda cubrir el paladar cuando la dentadura utiliza 4 implantes²³, ya gue se sugiere que el estrés sobre ellos será aceptable a nivel clínico sin necesidad de cobertura palatina. Además, se sugiere que 2 implantes son un anclaje suficiente para las dentaduras sin paladar cuando el estrés sobre los implantes no resulta excesivo. En el modelo de 2 implantes, el estrés generado por un módulo elástico de 3000 MPa, que es el mismo que el módulo elástico de la resina acrílica, fue similar al generado a 400 MPa con un material de 1 mm de grosor y a 700 MPa con un material de 3 mm de grosor. Por tanto, para controlar el estrés sobre los implantes en las dentaduras sin paladar con dos implantes, es necesario controlar el módulo elástico del material liberador de estrés



Fig. 10 Suma total de estrés sobre el hueso cortical en los puntos 1 a 7.

hasta conseguir que sea inferior a 400 MPa cuando el material tiene 1 mm de grosor e inferior a 700 MPa cuando el material mida 3 mm. Conforme se reduce el módulo elástico, también lo hace la diferencia en estrés entre los modelos y disminuye la influencia del grosor del material liberador de estrés y del número de implantes.

El estrés generado en el hueso cortical de la cresta indica que cuando el módulo elástico del material liberador de estrés es pequeño, el desplazamiento de la dentadura será importante y esto aumentará el estrés sobre la cresta, salvo en su parte superior. Este fenómeno resultó especialmente llamativo para un módulo elástico de 1 MPa y sugiere que la dentadura se tiende a desplazar hacia el lado de carga. Además, cuando el módulo elástico es más alto, el desplazamiento de la dentadura es menor y se reduce el estrés sobre la cresta. Cuando el módulo elástico aumenta entre 1 y 500 MPa, se sugiere que el estrés sobre la cresta se reduce, salvo en su partes superior. Con valores entre 500 y 3000 MPa, el estrés sobre la parte superior de la cresta se reduce por la disminución de la suma total de estreses sobre la cresta. El estrés sobre el hueso es un factor mecánico implicado en la reabsorción de la cresta^{24,25}. Por eso, se sugiere que para reducir el estrés sobre el hueso cortical v limitar la reabsorción de la cresta se debe emplear un material liberador de estrés con un módulo elástico elevado.

Los módulos elásticos de 1, 15 y 30 MPa representan los valores de los revestimientos dentales comerciales blandos, intermedios y duros, respectivamente (tabla 2)^{26,27}. Dentro de las limitaciones de este experimento, cada uno de estos módulos elásticos permitió reducir de forma eficaz el estrés sobre los implantes. Sin embargo, con valores de 1 MPa, el estrés sobre la cresta aumentó; por tanto, cuando se utilizan revestimientos de dentadura blandos como material liberador de estrés, es recomendable usar un módulo elástico de 15-30 MPa. Si fuera preciso utilizar un material con un módulo elástico más elevado, tendrá que desarrollarse, porque en la actualidad no se comercializa ningún material de este tipo. En este estudio, aunque una reducción del módulo elástico del material liberador de estrés resultó eficaz para

Tabla 2	Módulos	elásticos	de	los revestin	iientos
de dentac	luras blan	dos come	ercia	les	

Material	Fabricante	Módulo elástico (MPa)
Evatouch Soft	Neo Dental Chemical Products	1,5
Molteno regural	Molten Medical	15,81
Molten hard	Molten Medical	27,94

reducir el estrés en la superficie de contacto implante-hueso, un aumento del mismo también lo fue para reducir el estrés sobre la cresta. Ante este conflicto, se recomienda usar el material liberador de estrés con un módulo elástico de 15-400 MPa cuando el material tenga un grosor de 1 mm y entre 15 y 700 MPa cuando tenga 3 mm. En este estudio, aunque no se incluyó ningún mecanismo de retención para eliminar la influencia de la forma, los autores sugieren que una retención apropiada podría reducir el estrés sobre la cresta aunque el módulo elástico del material liberador de estrés sea bajo. Sin embargo, son precisas más investigaciones para confirmar esta idea.

Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este experimento, se encontraron los siguientes datos. Es posible controlar el estrés generado en la superficie de contacto entre hueso e implante mediante el módulo elástico y el grosor del material liberador de estrés. El estrés se reduce con un material de 3 mm de grosor en comparación con el de 1 mm y al reducir el módulo elástico, también se reduce el estrés. El estrés generado sobre el hueso cortical justo por debajo del punto de carga se reduce al aumentar el módulo elástico. Cuando se emplean dentaduras sin paladar en el maxilar superior retenidas con dos implantes, se recomienda un módulo elástico de 15-400 MPa cuando el material liberador de estrés mide 1 mm y 15-700 MPa cuando mide 3 mm de grosor, respectivamente.

Bibliografía

- Silverman SI. Dimensions and displacement patterns of the posterior palatal seal. J Prosthet Dent 1971;25:470–488.
- Strain JC. The influence of completed dentures upon taste perception. J Prosthet Dent 1952;2:60–67.
- Giddon DB, Dreisbach ME, Pfaffman C, Manly RS. Relative abilities of natural and artificial dentition patients for judging the sweetness of solid foods. J Prosthet Dent 1954;4:263–268.
- Shannon IL, Terry JM, Nakamoto RY. Palatal coverage and parotid flow rate. J Proshet Dent 1970;24:601–607.
- Tallgen A. Alveolar bone loss in denture wearers as related to facial morphology. Acta Odontol Scand 1970;28:251–270.
- Tallgen A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972;27:120–132.

- Narli TO, Hevinga M, Voorsmit RA, Kalk W. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16:259–266.
- Lewis S, Sharma A, Nishimura R. Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1992;68:503–508.
- Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. J Prosthet Dent 2004;91:421–427.
- Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:171–185.
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont 1995;4:98–100.
- Wu CH. Influence of a soft lining material on the stress distributions in denture-supporting tissues: The finite element analysis using the contact elements [in Japanese]. J Jpn Prosthodont Soc 2000;44:234–243.
- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implantretained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:369–376.
- Ishida T. Improvement of finite element method through introducing the nonlinear property into the visco-elastic tissues and a sliding mode into the contact factor [in Japanese]. Aichi-Gakuin J Dent Sci 2001;39:51–56.
- Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study. J Oral Rehabil 1996;23:757–763.
- Terakura T. A study on the thickness of the oral soft tissue: Usefulness in diagnosis for complete dentures [in Japanese]. J Jpn Prosthodont Soc 1988;32:546–560.
- 17. Kondo Y, Asano G. Musigaku no keitaigakuteki kenkyu. J Stomatol Soc Japan 1940;14:227–231.
- Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg 1998;17:232–236.
- Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res 2000;11:108–125.
- Yamamoto K. Studies on masticatory force and electromyogram in full overdentures: Cases of bilateral mandibular canines using four anchor teeth [in Japanese]. J Jpn Prosthodont Soc 1983;27:94–116.
- Ogata K, Satoh M. Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers. J Oral Rehabil 1995;22:113–119.
- Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:253–262.
- 23. Engelman M. Clinical Decision Making and Treatment Planning in Osseointegration. Chicago: Quintessence, 1996:187–192.
- Hara T, Sato T, Nakashima K, Minagi S. Effect of occlusal pressure on the histopathological changes in denture supporting tissues. J Oral Rehabil 1996;23:363–371.
- Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S. Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. J Dent Res 1998;77:387–392.
- Moriya N. Study on viscoelastic properties of soft lining materials [in Japanese]. J Hiroshima Univ Dent Soc 1993;25:186–199.
- Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. J Oral Rehabil 2000;27:660–663.