

“Propiedades en la unión de la soldadura con láser en la Aleación de Arcos de Ortodoncia de NiTi con memoria de forma y Acero Inoxidable”

M.G. Li, X.M. Qiu, D.Q. Sun, S.Q. Yin

**Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería de la Universidad de Jilin,
Changchun 130025, China**

Resumen.

Objetivo: El objetivo de este trabajo fue estudiar las propiedades en la unión de la soldadura con los Arcos de ortodoncia con memoria de forma de NiTi (SMA) y Acero Inoxidable (SS), usando relleno metálico a base de plata y diferentes parámetros de soldado [salida de energía láser (W) y tiempo de soldado (s)].

Métodos: Los Arcos de NiTi SMA y SS (50 mm x 0.55 mm x 0.40 mm) fueron preparados y soldados con láser usando una máquina de soldadora láser Nd:YAG con diferentes parámetros de soldadura. La prueba de tensión fue hecha a una velocidad cruzada de 2mm/min. y un calibrador de 6 mm; el esfuerzo de ruptura (MPa) y el porcentaje de elongación (%) fueron escritos y el dato (n = 5) fue estadísticamente analizado. Los exámenes de elasticidad y de doblado en las uniones soldadas con láser fueron hechas para evaluar las súper elasticidad (SE) y los efectos en la pérdida de la memoria en la forma /SME) de los alambres de NiTi SMA en la zona afectada por el calor (HAZ) respectivamente.

Resultados: Los parámetros del soldado tienen una influencia importante en las propiedades de las uniones de la soldadura con láser; aumentando la salida de energía del láser y el tiempo de soldado resulta en un aumento en la fuerza de tensión y plasticidad, reduciendo el valor de la micro-dureza y disminuyendo el SE y SME del NiTi SMA HAZ.

Importancia: La fuerza de tensión de la unión del soldado con láser puede alcanzar los 340±20 MPa, mientras que la pérdida de SE y SME del NiTi SMA HAZ es relativamente bajo con el estricto control de los parámetros de soldado.

Palabras claves: Aleación de NiTi con memoria de forma; Acero Inoxidable; Alambre de Ortodoncia; Soldado con láser; Propiedad.

Introducción

En la actualidad, los alambres y arcos de ortodoncia son hechos principalmente de aleaciones metálicas, como la aleación de NiTi con memoria de forma (SMA) y Acero Inoxidable (SS) [1-5], los alambres de NiTi SMA fueron introducidos en la ortodoncia en 1972 por Andreasen. Las propiedades particulares de súper-elasticidad (SE) y efecto de memoria de forma SME permiten a los dientes moverse bajo fuerzas débiles pero constantes y continuas en un mayor tiempo durante el tratamiento, con lo cual se puede lograr mayor cantidad de movimiento [4]. Sin embargo la dureza de los alambres de NiTi SMA es mínima, lo cual puede resultar en pérdida de anclaje, por el contrario la gran dureza de los alambres SS pueden ofrecer un anclaje adecuado, pero su elasticidad es pequeña y puede producir fuerzas ortodóncicas excesivas, impidiendo el movimiento de los dientes [6-8]. Si los alambres de NiTi SMA y Acero Inoxidable fueran unidos y usados en el tratamiento ortodóncico, las ventajas de los dos materiales podría expresarse usando el Arco SS y el NiTi SMA en los lugares de anclaje y lugares de movimiento respectivamente, lo cual podría acortar el tiempo de tratamiento ortodóncico y mejorar la calida del mismo. Sin embargo, es difícil unir otros metales al NiTi SMA debido a su micro estructura y propiedades; el NiTi SMA es altamente sensible a los cambios de temperatura y composición química cuando se compara a los materiales más comunes [9-11]. También existen diferentes retos para unir el NiTi SMA al SS con éxito, manteniendo el SE y SME del NiTi SMA y a la vez evitando los defectos en la unión.

En este estudio se puso gran atención a los procedimientos y a los métodos de soldado para que la unión fuera homogénea (NiTi-NiTi) incluyendo el soldado con haz electrónico, el soldado con láser, la fricción del soldado, la soldadura en el punto de resistencia, la soldadura de extrema resistencia y el soldado en sí, etc. [11-20]. Hasta hoy muy poco se ha hecho para estudiar el soldado del NiTi SMA y SS y no se ha reportado ninguna técnica viable para unir el NiTi SMA a otros materiales.

El presente trabajo investiga las propiedades de la unión del soldado con láser en los alambres de NiTi SMA y SS usando relleno metálico a base de plata y diferentes técnicas de soldado con atención particular a la zona afectada por el calor (HAZ) del NiTi SMA. El propósito fue proveer bases teóricas y experimentales para fabricar los componentes y estructura del NiTi SMA para el desarrollo de futuras aplicaciones.

Materiales y Métodos

PREPARACION DE LOS ESPECIMENES

Los alambres de Ortodoncia NiTi SMA (50 mm x 0.55 mm x 0.40 mm) fueron obtenidos del Instituto de Investigación General de Metales no Ferrosos (Beijing, China), que consistió en 49.8% de Níquel y 50.2% de Titanio con cantidades mínimas de elementos de trazo (carbono total, oxígeno y otros elementos de trazo < 0.5%), la fuerza de tensión y de elongación fue 1213 ± 52 MPa y $17 \pm 1\%$ respectivamente. Los alambres de ortodoncia de acero inoxidable fueron obtenidos del 209 Lonstone Drive, Cherry Hill, NJ, 08003, USA; la composición química de los alambres de ortodoncia (50 mm x 0.55 mm x 0.40 mm) de acero inoxidable (S32100) fue 0.12 C, 1.0 Si, 2.0 Mn, 18 ± 1 Cr, 9 ± 1 Ni, 0.6 ± 1 Ti, “d=.03 S, “d0.035P, y el resto de Fe. Las propiedades mecánicas a temperatura ambiente del límite de la fuerza de tensión son: 1247 ± 56 MPa, de elongación 42 ± 2 %. Un relleno metálico con

base de plata fue adaptado para soldar el NiTi SMA y los alambres SS con la composición de 22% de Cu, 18% Zn, 8% Sn y la plata balanceada [21], las temperaturas en estado sólido y líquido del relleno metálico con base de plata fue de 590!\$ y 635!\$ respectivamente. Antes del soldado las superficies de base metálica a soldar fueron pulidos con lija de 600-grit SiC y luego limpiadas ultrasónica mente en un baño de acetona. El NiTi SMA y SS fueron soldados usando la maquina de soldado láser Nd : YAG (JY-100, Instituto de Investigación láser de la Provincia de Jilin , China) y la entrada de calor para soldar ($Q = Pt$) fue controlada por la salida de energía láser (O) y el tiempo de soldado (t). La energía de salida láser y el tiempo de soldado de 50 W/10 s, 60W/15 s, 70 W/20 s, fueron escogidos para esta investigación. Después del soldado, no fueron realizados tratamientos térmicos en las uniones. Veinte muestras de cada parámetro de soldadura fueron preparadas y sometidas a pruebas de tensión, elasticidad y deformación y las medidas de dureza de Vickers (cinco por cada prueba).

Fig. 1 Principio de la prueba mecánica. A: Prueba de la fuerza de tensión B. Prueba de elasticidad del punto de unión.

Prueba de Tensión

La prueba de tensión fue conducida a temperatura ambiente con una máquina de prueba universal (AGS-10 kNG, Shimadzu, Kyoto, Japón) a una velocidad cruzada de 2 mm / min. y un calibrador de 6 mm como se muestra en la Fig. 1 (A). El esfuerzo de fractura (MPa) y el porcentaje de elongación (%) fueron archivados; luego de la prueba de tensión las superficies fracturadas fueron observadas usando un microscopio electrónico de barrido (JSM-5310-JEX Corp., Tokio, Japón).

Prueba de elasticidad

El SE del NiTi SMA HAZ fue investigado a temperatura ambiente por las medidas de esfuerzo usando el mismo probador electrónico universal en la misma condición, como se muestra en la Fig. 1 (B). La longitud del calibrador que se escogió para esta investigación fue de 3 mm, de acuerdo al ancho del NiTi SMA HAZ que era aproximadamente de 3 mm. La deformación residual $\mu(\%)$ del NiTi SMA fue registrado luego de cargar y descargar con el máximo de deformación μ_{max} de 4%.

Prueba de deformación

El SME fue medido por las pruebas de deformación para evaluar el radio de recuperación de la forma (Ψ) del NiTi SMA HAZ. La figura 2 muestra un diagrama esquemático de la prueba de deformación. La muestra del NiTi SMA en la parte de la unión fue doblado a 90° (θ_1), por 300 s y ángulo (θ_1) conservadas después de la descarga; luego la muestra fue colocada en agua hirviendo (100°C) por 5 segundos y θ_1 fue recuperado a θ_2 . El radio de recuperación de la forma del NiTi SMA HAZ fue determinado por la siguiente fórmula:

$$\Psi = \frac{\theta_1 - \theta_2}{\theta_1} \times 100 \%$$

Medidas de dureza.

Las medidas de dureza de Vickers usando una carga de 200 g.

Fig.2. Diagrama esquemático de la prueba de flexión

y el tiempo dwell 30 s fueron hechas a través de las interfases de dos metales soldados para estudiar las modificaciones introducidas por el soldado con láser. Los números de dureza fueron obtenidos de dos indentaciones de cada muestra.

Análisis estadístico

Todos los valores de la prueba fueron analizados estadísticamente de tres formas ANOVA para analizar tres factores incluyendo el fabricante, los parámetros de soldado y el elemento individual. La prueba de Turkey ($\alpha = 0.05$) fue escogida cuando la comparación múltiple fuera necesaria.

Resultados

Los resultados del esfuerzo de fractura (MPa) y el porcentaje de elongación (%) obtenidos de la prueba de tensión son representados en la Figura 3. Los parámetros de soldado tienen una influencia importante en las propiedades mecánicas de las muestras. Los valores del esfuerzo de fractura de las muestras soldadas a 60W/15 t alcanzaron 340 ± 20 MPa y no era estadísticamente significativo ($p > 0.05$) de aquellos soldados a 70W/20 t pero era

significativamente más alto ($p < 0.01$) que aquellos soldados a 50W/10 t (alrededor de 200 ± 10 MPa); sin embargo, la elongación de las muestras aumentó con el incremento en el calor suministrado por la soldadura.

La Fig. 4 ilustra la curva esfuerzo- deformación de la base metálica del NiTi SMA (sin soldar) y NiTi SMA HAZs de las uniones soldadas con diferentes parámetros a temperatura ambiente. Como se puede observar, los comportamientos de la base metálica de NiTi SMA y el de NiTi SMA HAZ de las uniones soldadas a 50 W/10 s y 60 W/ 15 s fueron estadísticamente diferentes ($p > 0.05$) una de la otra. Para estas muestras, después de un paso lineal la martensita fue inducida por esfuerzo a $\sigma = 20 \pm 5$ MPa. Una meseta plana arriba de una máxima deformación del 4% fue observada. Las deformaciones residuales de $\epsilon_{\mu} = 0.15\%$ (sin soldar), $\epsilon_{\mu} = 0.37\%$ (50W/ 10 s) y $\epsilon_{\mu} = 0.51\%$ (60 W/ 15 s) fueron medidas después de la descarga. Por otra parte, para el NiTi SMA HAZ de las uniones soldadas a 70 W/ 20 s, la curva de carga no era estadísticamente diferente ($p > 0.05$) de aquella con base metálica en NiTi SMA, pero la curva de descarga era significativamente diferente ($p < 0.01$). La deformación residual alcanzó 2.22% después de la descarga.

Fig. 3 Esfuerzo de ruptura y porcentaje de elongación de las muestras soldadas en diferentes parámetros de soldado. A: 50 W/ 10 s B: 60 W/15 s C: 70 W/ 20 s.

Fig. 4 Curva de esfuerzo del NiTi SMA con base metálica y HAZs.

La Fig. 5 muestra los resultados de la prueba de deformación del NiTi SMA con base metálica y el NiTi SMA HAZs de las uniones soldadas con diferentes parámetros. Los resultados mostraron que los radios de recuperación de la forma (ϵ_r) de todas las muestras después de la soldadura eran significativamente menores ($p < 0.01$) que aquellos de NiTi SMA base metálica. El radio de recuperación de la forma del NiTi SMA base metálica era

mayor al 99.6% a 100%, mientras el δ del NiTi SMA HAZ a la misma temperatura disminuyó con el incremento de la salida del láser y el tiempo de soldadura, siendo 91.6% (50 W/ 10 s), 82.5% (60W / 15 s) y 62.1% (70 W/20 s), respectivamente. Cuando P y t fue de 50 W/ 10 s el radio de la recuperación de la forma del HAZ alcanzó el 92.0% del radio de recuperación del metal y este disminuyó marcadamente al 62.3% del radio de recuperación con base metálica cuando P y t eran 70 W/20 s.

Fig. 5 Resultados de la prueba de deflexión del NiTi SMA con base metálica y el soldado con HAZs con diferentes parámetros de soldado A: no soldado B: 50 W/10 s, C: 60W/15s, D: 70 W/ 20 s.

Fig. 6 Perfiles de dureza a través de las uniones.

Los perfiles de micro-dureza a través la línea central de la viga que une las uniones soldadas con diferentes parámetros son presentadas en la Fig. 6 con el eje “y” y el eje “x” y “0”, que representan los valores de dureza, distancia y la línea central de la viga soldada. Las uniones de soldado muestra el valor de dureza mas bajo y el más alto tanto en el NiTi SMA y el SS HAZs aumentan cuando se aumentan las distancias desde la línea central de las uniones soldadas. La salida de energía del láser y el tiempo de soldado tienen efecto en los valores de dureza del HAZs. El aumento de P y t causa una disminución en los valores de dureza del NiTi SMA HAZ, sin embargo los valores de dureza en el NiTi SMA HAZ con el aumento del P y t presentan cambios más evidentes comparados con el SS HAZ.

La superficie de fractura representativa observadas por medio del SEM se muestran en la Fig. 7. La fractura de las muestras soldadas a 50W/10 s ocurren en la capa de la interfase entre el NiTi SMA y el relleno metálico; la fractura de las muestras soldadas a 60W/15 s principalmente ocurre en el centro de la unión soldada como se muestra en la figura 7(A). La superficie de la fractura muestra estructuras modelo del metal de relleno. Cuando el calor de entrada del soldado fue relativamente alto (70W/20 s) la fractura ocurrió en el NiTi SMA HAZ [Figura 7(B)], pequeños poros dúctiles pueden ser vistos en la superficie de fractura del NiTi SMA con base metálica pareciendo poros dúctiles [Figura 7(C)].

Discusión

Cuando los alambres ortodóncicos son conformados e insertados en los brackets ortodóncicos pegados a los dientes, generalmente ocurren fracturas de fatiga luego de colocarlos y retirarlos en modo similar a una fractura frágil. Como resultado la fuerza de tensión y la fuerza de flexión en la composición de los alambres de ortodoncia hechos de NiTi SMA y SS son requeridas para soportar esta tensión. En este estudio, la mayor dureza del SS y del SE y SME del NiTi SMA fueron requeridos, de tal forma que la pérdida del SE y SME en el NiTi SMA HAZ luego del soldado debe ser mínima y el ancho del HAZ de las dos bases metálicas debe ser angosto.

Los resultados de la prueba de tensión muestran que la fuerza combinada de SS y del relleno metálicos fue alta, dando como resultado que la fractura de todas las muestras ocurriera en el centro de las uniones soldadas en el NiTi SMA HAZ; o en la capa de la interfase entre el NiTi SMA y el relleno metálico. La dureza en el SS HAZ fue levemente influenciada por lo angosto del SS HAZ que era de 1 mm.; desde que el ancho del SS HAZ era angosto (solamente 1 mm) (Fig. 6), la atención fue enfocada principalmente en los cambios de las propiedades del NiTi SMA HAZ de la unión soldada con láser.

Newman et al. [7,8,22] reportaron que una carga máxima de 1.82 Kg. puede ser aplicada sin cortar la circulación sanguínea en el ligamento periodontal; la mínima fuerza de tensión de las muestras luego del soldado fue cerca de 200 MPa (aproximadamente 4.49 Kg.), mucho más grande que 1.82 Kg. satisfaciendo los requerimientos clínicos. Como resultado, los principales factores que influyen en la aplicación clínica de la composición de los arcos de alambre fue la fuerza de flexión y la pérdida de SE y SME del NiTi SMA HAZ.

Fig. 7 Fotografías del SME luego de la fuerza de tensión A: Fractura de la superficie de la muestras soldadas a 60 W/15 s B: Fractura de las muestras soldadas a 70 W/20 s C: Fractura de la superficie de la muestras del NiTi SMA con base metálica.

El SME del soldado del NiTi SMA HAZ soldado a 50W/10s fue alto ($\%SE = 91.6\%$) y el SE fue similar al NiTi SMA con base metálica, mientras que el ancho del SMA HAZ fue angosto, solamente 2 mm. (Fig. 6). Sin embargo cuando las uniones soldadas con láser fueron dobladas a mas de 90° , el 20% de las muestras se fracturaron en la capa de la interfase entre el NiTi SMA y el relleno metálico; la razón es que la fuerza de bondeado metalúrgico entre el NiTi SMA y el relleno metálico fue bajo y difuso, entre el NiTi SMA y el relleno metálico difícilmente ocurría debido al bajo calor de salida del soldado; por otro lado cuando las uniones soldadas por láser fueron soldadas a 60W /15 s y 70W /20 s fueron dobladas a mas de 90° la fractura raramente ocurría, pero el SE del NiTi SMA HAZ

soldadas a 70W/20s fue seriamente influenciado y la pérdida del SMA fue alta ($\delta E = 62.1\%$) mientras que el ancho del NiTi SMA HAZ fue mas de 3 mm.; también el NiTi fue seriamente suavizado (Fig. 6) y la elongación de la muestra aumento significativamente (Fig. 3) esto fue debido al daño de la relación correspondiente entre la fase madre (B2) con una estructura enrejada ordenada y una estructura doble (B19') causada por la transformación martensítica del NiTi SMA durante los ciclos de calor del soldado con láser con los rangos del calentamiento y enfriamiento rápidos.

El SME y el SE (o transformación pseudo elástica) siempre se relacionan a la transformación martensítica termo elástica de la fase madre B2 a la fase cíclica B19 en un NiTi SMA equiatómico [1]. Una de las propiedades del SME y SE del NiTi SMA es lo reversible de la transformación martensítica a la cristalográfica, ej. la relación correspondiente entre la fase madre B2 y la martensítica B19 debe ser mantenida. La energía interfacial de la interfase coherente entre la fase B2 y la martensítica B19 del NiTi SMA es bien baja pero su potencial de distorsión elástica es alto debido a la distorsión de la interfase, esto mantiene la relación correspondiente de la interfase coherente. Cuando el NiTi SMA y SS fueron soldados con láser el ciclo de calor del soldado fue rápido y la temperatura de soldado fue alta. El constante crecimiento de nuevas fases hizo que el potencial de distorsión elástica aumentara consistentemente por el efecto térmico. La relación correspondiente entre la Fase B2 y la martensítica B19' podría ser destruido por la deformación plástica debido al aumento del potencial de distorsión elástica en el límite de la producción de la fase madre [23], como resultado la relación correspondiente entre la fase madre y la martensítica del NiTi SMA fue parcialmente destruida después que los alambres de NiTi SMA y SS fueron soldados con salida de calor láser, ej. el SME y SE del NiTi SMA HAZ fue parcialmente destruido.

Cuando el NiTi SMA y SS fueron soldados a 60 W/15 s la salida de calor del soldado fue relativamente baja, como resultado la pérdida del SE del NiTi SMA HAZ fue relativamente bajo (Fig. 5), pero el SME fue relativamente alto ($\delta E = 82.5\%$), mientras que el grosor del NiTi SMA HAZ fue relativamente estrecho, cerca de 2 – 2.5 mm (Fig. 6), de tal manera que las propiedades del NiTi SMA HAZ satisfacen los requerimientos clínicos.

Conclusión

Este trabajo estudio las propiedades de la unión del soldado con láser de los alambres de ortodoncia NiTi SMA y SS usando relleno metálico con base de plata y diferentes parámetros de soldado. La fuerza de tensión de la unión puede alcanzar 340 ± 20 MPa mientras que la pérdida del SE y SME del NiTi SMA HAZ fue relativamente baja controlando estrictamente el calor de salida del soldado. Las propiedades de los componentes de los arcos de alambre hechos de NiTi SMA y SS soldados con láser pueden satisfacer los requerimientos clínicos y los componentes de los arcos tienen una buena perspectiva.

Agradecimientos

Los autores están agradecidos por el soporte financiero proveniente del Jilin Province Comité of Science and Technology of China (No. 20000518).

Referencias.

- Otsuka K and Wayman CM (eds.): 'Shape Memory Materials'; 1998, Cambridge University Press.
- Andreasen G. A clinical trial of alignment of teeth using 0.019 inch thermal nitinol wire with transitional temperature range between 31 and 45! . Am J Orthod 1980; 78: 528-537.
- Robert J. Nikolai. Elastic responses to longitudinal torsion of single-strand, rectangular, orthodontic archwire segments. Dent Mater 1995; 11: 169-176.
- Medawar L El, Rocher P, Hornez J C, et al. Electrochemical and cytocompatibility assessment of NiTiNOL shape memory alloy for orthodontic use. Biomolecular Engineering 2002; 19: 153-160.
- Iijima M, Ohno H, Kawashima, et al. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. Dent Mater 2002; 18: 88-93.
- Bachman J. Torquing of stainless steel and nitinol wires: A comparison of mechanical properties. Europ J Orthod 1983; 5:167-169.
- Berkovitz B KB. The structure of the periodontal ligament: an update. Eur J Orthod 1990; 12: 51-76.
- Murrel EF, Yen E.H.K, Johnson RB. Vascular changes in the periodontal ligament after removal of orthodontic forces. Am J Orthod 1996; 110: 280-286.
- Beyer J, Besselink PA, Lindenhovius JH. Shape memory alloy'86 proceedings of the international symposium on shape memory alloys, 1986: 492-497.
- Miyazaki S, et al. Fatigue and fracture of shape memory and superelasticity materials. Metal Physics Seminar 1980; 4-3: 111.
- Gomez JM, Mendez FJ, Urena A, et al. Transient liquid phase (TLP) diffusion bonding of a copper based shape memory alloy using silver as interlayer. Scripta Materialia 1997; 37(6): 861-867.
- Tuissi A, Besseghini S, Ranucci T, et al. Effect of Nd-YAG laser welding on the functional properties of the Ni-49.6at%Ti. Mater Sci Eng A 1999; 273-275: 813-817.
- Hsu YH, Wang SK, Chen C. Effect of CO2 laser welding on the shape memory and corrosion characteristics of TiNi alloy. Met Mater Trans, 2001; 32A: 569-576.
- Ikai A, Kimura K, Tobush H. TIG welding and shape memory effect of TiNi shape memory alloy. Journal of Intelligent Material Systems and Structures 1996; 7(6): 646-654.
- Shinoda T, Tsuchiya T, Takahashi H, et al. Functional characteristics of friction welded near-equiatomic TiNi shape memory alloy. Transactions of the Japan Welding Society 1991; 22(2): 30-36.
- Hirose A, Araki N. Welding TiNi shape memory alloys. Metals 1989; 59(8): 61-68.
- Araki T, Hirose A. Characteristics and fracture morphology of Ti-Ni type shape memory alloy and its laser welded joint. Metals 1989; 38(428): 478-483.
- Makita M, Kimura K, Tobushi H, Lin PH. Transactions of Japan Society of Mechanical Engineers (Part A) 1994; 60(579): 2603-2611.
- Shinoda T, Tsuchiya T, Takahashi H. Friction welding of shape memory alloy. Welding International 1992; 6(1): 20.

Shinda T, Owa T, Maguula V. Microstructural analysis of friction welded joints in TiNi alloys. *Welding International* 1999; 13(3): 24-29.

Sun DQ, Qiu XM, Zhu XC. Composite orthodontic arch wires and manufacturing method in the oral cavity. Chinese patent, 01138750.5.

Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod* 1965, 51: 901-912.

Wasilewski R J. The 'Yield' behavior of stoichiometric TiNi across the martensitic transformation range. *Scripta Metall* 1971; 5-2: 131-136.