

MODELADO POR ELEMENTOS FINITOS DE ALEACIONES CON MEMORIA DE FORMA PARA SU APLICACIÓN EN ODONTOLOGÍA

Pablo M. di Mauro^a, Adrián P. Cisilino^a y Patricia L. Pelossi^b

^a *División Soldadura y Fractomecánica, INTEMA - Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata- CONICET, Av. Juan B. Justo 4302, (7600) Mar del Plata, Argentina,*

pmdimauro@hotmail.com, cisilino@fi.mdp.edu.ar

^b *Cátedra de Ortodoncia – Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología. Universidad de Buenos Aires, Marcelo T. de Alvear 2142 (1122). Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina,*

patricia_pelossi@yahoo.it

Palabras clave: aleaciones con memoria de forma, odontología, UMAT

Resumen. Las aleaciones con memoria de forma son una clase de materiales que presentan propiedades termo-mecánicas que no son habituales en los materiales usados en las aplicaciones de ingeniería corrientes: alcanzan deformaciones elásticas de alrededor del 8% (comportamiento superelástico) y poseen la habilidad para retornar a una configuración geométrica previamente establecida mediante un tratamiento térmico especial (memoria de forma). Entre las distintas aleaciones con memoria de forma, las de base níquel-titanio (NiTi) son las que han alcanzado el mayor grado de desarrollo. Entre sus aplicaciones se destacan las del campo biomédico y en particular la ortodoncia.

Se presenta en este trabajo el modelado computacional de alambres de NiTi superelástico para su utilización en arcos de ortodoncia. Se utiliza con este propósito el software de elementos finitos Abaqus y la rutina de usuario para material superelástico (UMAT ABQ_SUPER_ELASTIC). La UMAT se vale de una ley constitutiva con 14 constantes para caracterizar el comportamiento del material. En este trabajo se detalla el procedimiento seguido para la determinación de las 14 constantes para un alambre de NiTi comercial al que se lo trata térmicamente para lograr características súper-elásticas a la temperatura corporal. Las constantes son determinadas a partir de los resultados de ensayos de calorimetría diferencial (DSC) y de tracción.

Los resultados numéricos son validados utilizando resultados experimentales propios y de la bibliografía. Las conclusiones obtenidas sirven para evaluar la factibilidad de la utilización del alambre estudiado para su aplicación en la construcción de arcos de ortodoncia.

1 INTRODUCCIÓN

Junto con los cerámicos piezoeléctricos, materiales magnetostrictivos y fluidos electrorreológicos, las aleaciones con memoria de forma o SMA (por las siglas en inglés, Shape Memory Alloy) han sido clasificadas como materiales inteligentes. Esta denominación se debe a la habilidad de cambiar de forma mediante calentamiento o enfriamiento, lo cual parece hacerlos materiales ideales para aplicaciones avanzadas. Sin embargo, y a pesar de que las propiedades de estas aleaciones se conocen desde hace más de 50 años, sólo un pequeño número de productos industriales incorporaron las SMA en forma de actuadores. En el mismo tiempo, una clase particular de aleación; cuyos componentes principales son el níquel y el titanio, obtuvo una gran aceptación y consiguiente aplicación en el ámbito médico debido principalmente a sus propiedades anticorrosivas y de biocompatibilidad.

Las SMA a base de Ni-Ti son en su mayoría aleaciones equiatómicas o cuasi-equiatómicas que sufren una transformación de estado sólido de una fase madre o fase austenítica a un producto o fase martensítica, y viceversa; entre un rango de temperatura que comienza aproximadamente en -80°C y termina generalmente por debajo de los 100°C (Duerig et al, 2003). Sin embargo, este rango, así como también las propiedades mecánicas de la aleación, dependen de su composición química, su historia térmica y trabajado en frío (Pelton et al, 2000).

La transformación sin difusión en estas aleaciones trae aparejado dos efectos que resultan de especial interés: la habilidad del material para retornar a una configuración preestablecida luego del calentamiento en una configuración deformada (denominada memoria de forma, MF); y la capacidad de soportar deformaciones del orden del 8% de forma totalmente elástica (denominada superelasticidad, SE) (Shaw et al, 1995). Cabe destacar que los comportamientos de MF y SE, son en realidad, consecuencias del mismo tipo de transformación sin difusión, que ocurren debido a distintas energías de activación. En el caso de la MF, ésta es de origen térmico; mientras que en el caso del efecto SE la energía de activación tiene como origen las tensiones desarrolladas en el seno del material.

Los dispositivos a base de Ni-Ti fueron los elegidos en la industria médica de vanguardia, para aplicaciones como stents, arcos de ortodoncia, agujas, filtros de vena cava, anclajes óseos y ganchos de sutura, entre otros (Duerig et al, 1999).

2 EL COMPORTAMIENTO SUPERELÁSTICO DEL NI-TI

La mayoría de las SMA tienen composiciones en las cuales la estructura cristalográfica puede cambiar de manera reversible y repetible desde una temperatura de fase más alta a una de menor simetría debido a un cambio muy pequeño (en términos relativos) en la temperatura, o por un cambio en las tensiones a temperaturas superiores a la temperatura de transformación con tensión cero. Ante un descenso de temperatura, la aleación pasa gradualmente de una estructura cristalina ordenada (fase madre o austenítica) hacia una estructura cristalina martensítica de manera adifusional. La transformación martensítica termoelástica es el mecanismo principal que confiere a las aleaciones sus propiedades superelásticas.

Las transformaciones de fase en las aleaciones de NiTi pueden ser monitoreadas, entre otros métodos, mediante un análisis por Escaneo Calorimétrico Diferencial (DSC, por sus siglas en inglés). La Figura 1 ilustra una curva obtenida mediante un ensayo de DSC para una muestra de NiTi que se sometió a un ciclo térmico de calentamiento y enfriamiento en el rango de -70°C hasta 100°C (Shaw et al, 1995). Al comenzar el ciclo de calentamiento el material se encuentra en la fase martensítica (M). El pico de calor (que se encuentra a

aproximadamente a 50°C) corresponde a la transición endotérmica hacia la fase austenítica (A). El área bajo esta curva representa el calor latente de la transformación, mientras que las líneas de construcción indican los valores aproximados del inicio y final de la transformación $M \rightarrow A$ (temperaturas A_s y A_f respectivamente). Entre estas dos temperaturas, las dos fases coexisten. Al reducir gradualmente la temperatura, desde 100°C a -70°C, se puede apreciar la transformación reversa $A \rightarrow M$. Comienza en estado austenítico y termina en estado martensítico, previo paso por una fase intermedia (la fase R o romboédrica). Aquí también se determinan aproximadamente, mediante las líneas de construcción, las temperaturas de inicio y final de transformación de la Fase R (R_s y R_f respectivamente) y también las temperaturas de inicio y final de la fase martensítica (M_s y M_f respectivamente). Estas dos transiciones son exotérmicas.

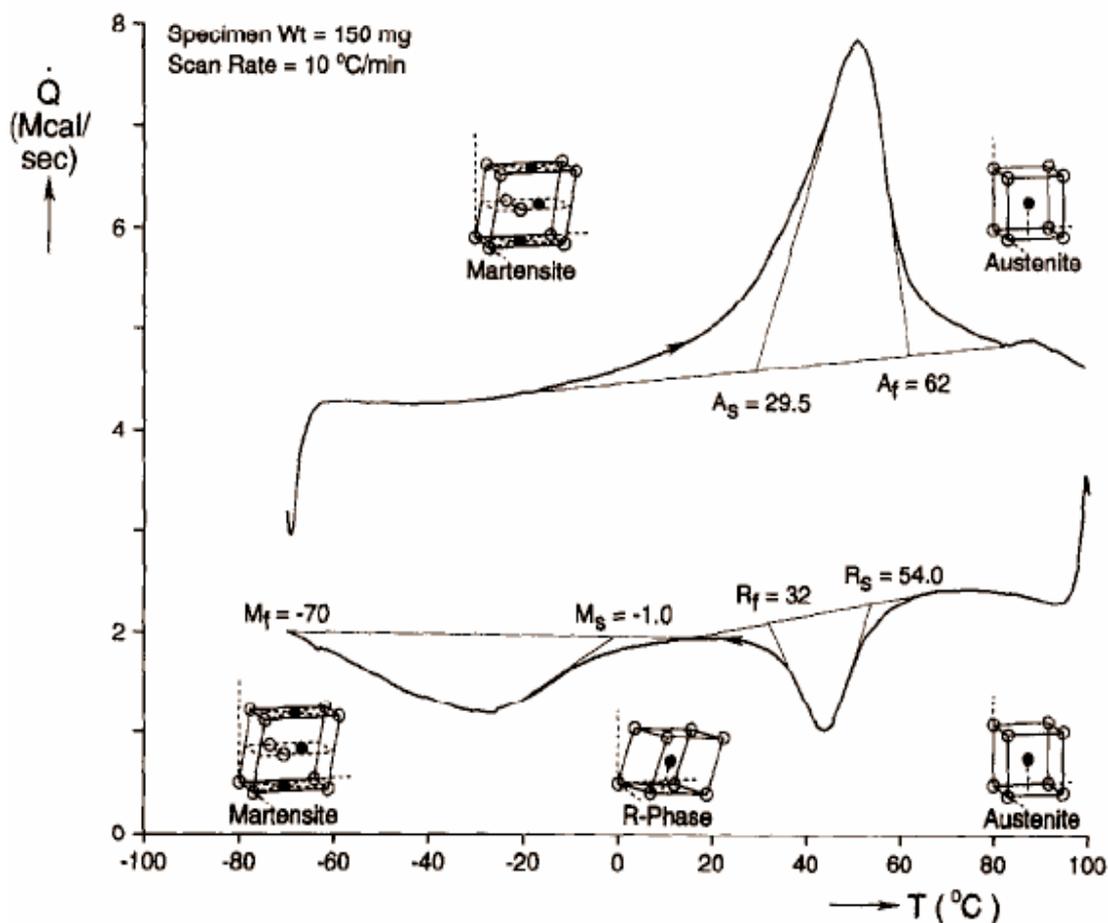


Figura 1: análisis de DSC para un alambre de NiTi en el que se indican las temperaturas de transformación (Shaw et al, 1995)

La superelasticidad responde a la capacidad de la aleación para sobrellevar la transformación de fase adifusional impulsada por la tensión aplicada. En las aleaciones de NiTi, esto se traduce en una deformación totalmente recuperable que generalmente es del 8%. En la **Figura 2** se aprecia una representación esquemática del mecanismo de transformación junto con una curva típica de un espécimen de NiTi superelástico. Al aumentar la tensión de tracción gradualmente, se observa que durante el período $0 \rightarrow 1$ la austenita responde en forma elástica. Luego, entre los estados 1 y 2 sucede la transformación de $A \rightarrow M$. Desde 2 a 3, el material presenta un segundo período elástico, o período elástico martensítico. Por encima de

3, se generan dislocaciones en la aleación, con lo cual el material plastificado pierde toda capacidad de recuperación elástica. Si no se supera el punto 3 la descarga del material lleva a su transformación en austenita (transformación $M \rightarrow A$ entre los estados 4 \rightarrow 5) al tiempo que se recupera la forma original. Como se puede observar, existe un ciclo de histéresis asociado a la transformación, debido principalmente a fricción interna microscópica. Otro punto muy importante a destacar es que las transformaciones $A \rightarrow M$ y $M \rightarrow A$ progresan con un nivel de tensión prácticamente constante.

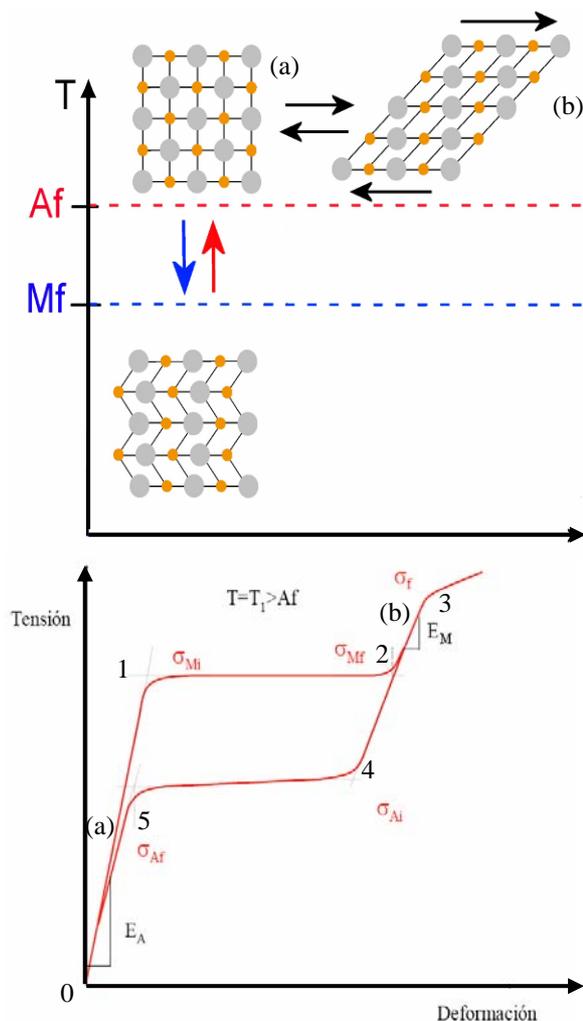


Figura 2: Representación esquemática del (i) mecanismo de transformación martensítica inducido por tensión y (ii) comportamiento tensión vs. deformación de un alambre de NiTi.

3 ARCOS DE NI-TI PARA ORTODONCIA

El tratamiento ortodóncico consiste en la aplicación de una fuerza prolongada sobre un diente para producir su movimiento, al remodelarse el hueso que lo rodea (Proffit et al, 2001).

La práctica ortodóncica utiliza dispositivos mecánicos para producir un movimiento dental deseado. Entre estos dispositivos son muy comunes los arcos de ortodoncia ligados a brackets adheridos a las piezas dentarias (ver Figura 3), o arcos insertados en brackets de tipo

autoligante.

Este tipo de aparato aprovecha la capacidad de una aleación metálica con forma de arco para almacenar energía cuando son activados, para luego entregarla (desactivación), generando una fuerza en el diente, induciendo como consecuencia el movimiento dental. La selección de las aleaciones y la geometría, el espesor, el tamaño y la forma del alambre se realiza de acuerdo con el tratamiento clínico de cada paciente. Los elementos que componen estos dispositivos son siempre dos: (i) el elemento que almacena energía (el arco metálico) y (ii) el elemento encargado de transmitir esa energía al diente (los brackets). El rango de fuerzas necesarias para el movimiento dental es de 30 gr. a 120 gr. (Proffit et al, 2001).



Figura 3: arco de ortodoncia ligado por medio de brackets.

La ventaja de los arcos de ortodoncia construidos con aleaciones de Ni-Ti sobre los arcos construidos con acero inoxidable u otros tipos de aleaciones de uso en ortodoncia, es la capacidad que poseen los primeros para mantener constante el valor de la fuerza aplicada. La Figura 4a compara la curva tensión versus deformación del acero y el Nitinol. La denominación Nitinol es el acrónimo de Ni-Ti - Naval Ordnance Laboratory de la Marina de los Estados Unidos. Esta es la denominación común con la que los ortodoncistas se refieren a las aleaciones de Ni-Ti.

Se observa en la Figura 4a que el arco de acero presenta el típico comportamiento lineal en el rango elástico, lo que significa que cuando se lo utiliza en un arco de ortodoncia el desplazamiento del diente llevará a una disminución progresiva de la fuerza aplicada que deberá ser compensada mediante reajustes progresivos del dispositivo (ver curva roja en la Figura 4b). Por otro lado el alambre de Nitinol presenta mesetas de fuerzas constantes en un rango amplio de deformaciones. En particular la meseta en la descarga del material es aprovechada en el tratamiento ortodóncico para lograr una fuerza constante durante un período prolongado del tratamiento (ver curva azul en la Figura 4b), disminuyendo la necesidad de reajustar el dispositivo.

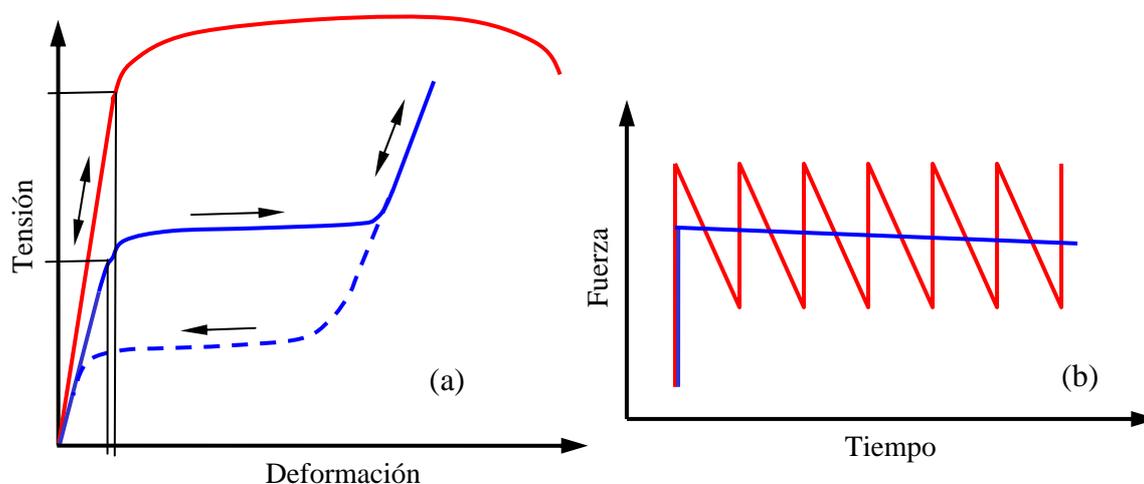


Figura 4: (a) Comportamiento tensión vs. deformación para alambres de acero (rojo) y de aleación de NiTi (azul); (b) Esquema con la variación en el tiempo de las fuerzas ejercidas por un arco de alambre de acero (rojo) y de aleación de NiTi (azul).

4 ANÁLISIS EXPERIMENTAL

El trabajo experimental tuvo como objetivo diseñar el tratamiento térmico para conferir al alambre comercial (Ti-56%Ni) propiedades termomecánicas (temperaturas de transformación y comportamiento superelástico) similares a las de los arcos de ortodoncia disponibles en el mercado.

4.1 Materiales

El alambre de NiTi fue adquirido a la empresa CORDES S.A. de Argentina. Se trata de un alambre trabajado en frío en estado “as drawn”, es decir sin propiedades superelásticas al momento de la recepción. El material es de origen chino. Las características del material proporcionadas por el proveedor son las siguientes:

- Diámetro: 0,01475” (0,3746mm) \pm 0,00025” (0,00635 mm)
- Terminación superficial: óxido de titanio (TiO₂)
- Temperatura final de transformación martensítica (A_f) del lingote: -8°C
- Elongación porcentual: 5,5%
- Composición química (porcentaje en peso): Ni: 56,06; Ti: 43,75; C: 0,026; O:0,066; H: 0,0019.

Para la obtención de valores de referencia se analizó un arco superelástico a base de NiTi marca Hangzhou ORJ Medical Instrument & Material (USA) de reciente comercialización en el mercado argentino. Este arco está construido con alambre de sección circular de diámetro 0,014” (0,37mm).

4.2 Tratamientos térmicos

Las propiedades termomecánicas de las aleaciones de NiTi son consecuencia de los tratamientos térmicos y el trabajado en frío a los que fue sometido el material. Los trabajos

Pelton et al (2000), Huang y Liu (2001) y Otsuka y Ren (2005) presentan resultados sobre los efectos del tiempo y la temperatura de envejecimiento sobre las temperaturas y tensiones de transformación del material. Sobre la base de los datos de las referencias antes citadas y luego de un extenso programa experimental, se determinó que el tratamiento térmico con una temperatura de 550°C y un tiempo de envejecimiento de 30 minutos confieren al alambre una temperatura A_f inferior a 37°C, lo que asegura un comportamiento superelástico del alambre a temperatura corporal. El comportamiento térmico del alambre se comparó con el del material de referencia mediante ensayos DSC. Los resultados para una muestra de cada material se presentan en las Figuras 5 y 6, mientras que en la Tabla 1 se reportan las temperaturas de transformación.

Material	A_s	A_f	R_s	R_f	M_f	M_s
ORJ Medical I&M "as received"	4,0	18,5	-	-	15,5	-0,20
Alambre Ti-56%Ni (550°C/30m)	-5,0	9,0	6,0	-8.5	-30,0	-56,0

Tabla 1: Temperaturas de transformación del alambre de NiTi luego del tratamiento térmico y del material de referencia.

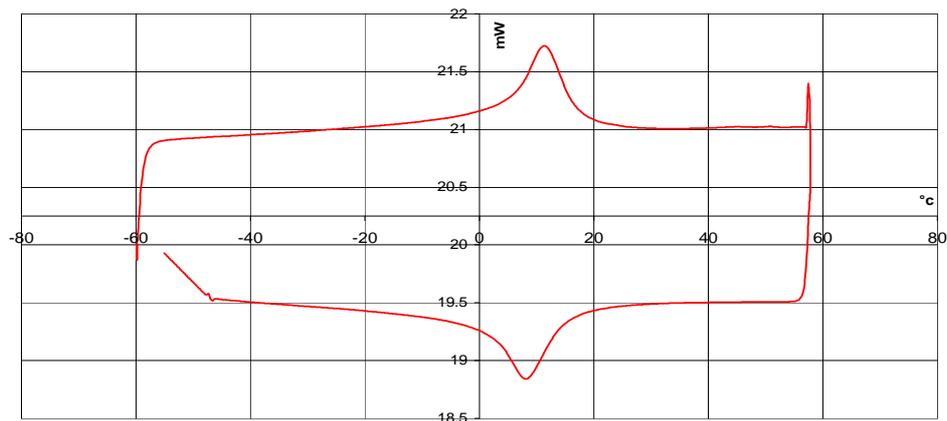


Figura 5: Registro del ensayo de DSC realizado para el material de referencia.

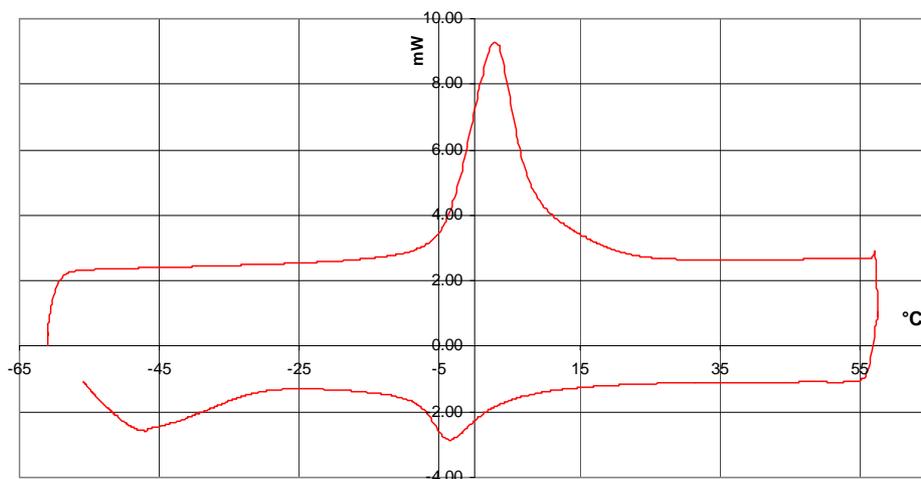


Figura 6: Registro del ensayo de DSC realizado para el alambre tratado térmicamente a 550°C y un tiempo de envejecido de 30 minutos.

4.3 Ensayos de tracción

Los ensayos se realizaron utilizando una máquina de tracción INSTRON modelo 4467 con cámara térmica y comando asistido por el Software InstronManiac v1.4. (ver **Figura 7**). Las probetas fueron montadas en el tren de carga utilizando mordazas para la tracción de cuerdas. Las medidas de deformación se determinaron a partir de los desplazamientos de la travesa de la máquina de ensayos según propone la norma **ASTM F2516-05**. Se intentó implementar un sistema de medición de deformación mediante video extensometría, pero el software de reconocimiento automático de imágenes falló en la detección de los puntos de control debido a la pequeña sección del alambre (0.37mm).

En todos los casos los ensayos se realizaron aplicando una velocidad de desplazamiento del carro transversal de 1mm/m y una tasa de adquisición de datos de 5 muestras/segundo. La secuencia de ensayos realizados será presentada en la próxima sección junto con el procedimiento para la determinación de los parámetros de la ley constitutiva.

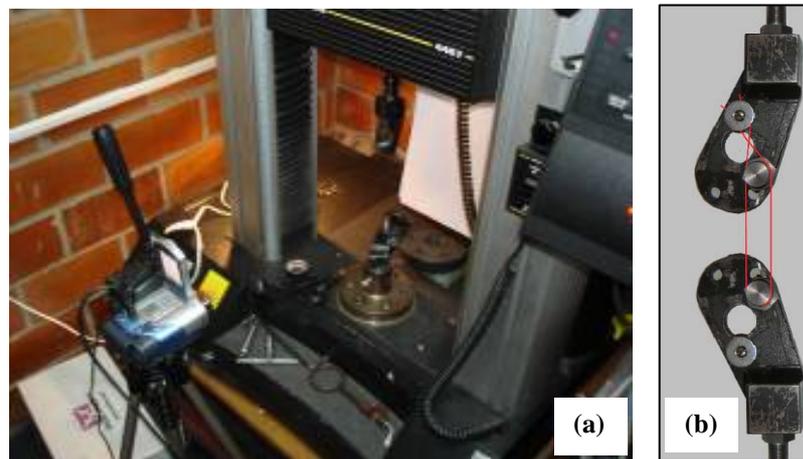


Figura 7: (a) Disposición del equipamiento para el equipo de ensayo de tracción y (b) detalle del montaje del alambre en las mordazas.

5 MODELO CONSTITUTIVO

5.1 La subrutina UMAT “ABQ_SUPER_ELASTIC”

El programa de Elementos Finitos ABAQUS cuenta con una rutina de usuario o UMAT (el acrónimo de User MATerial) ABQ_SUPER_ELASTIC para modelar el comportamiento superelástico de las aleaciones a base de NiTi. La rutina ABQ_SUPER_ELASTIC está implementada según el modelo de **Auricchio y Taylor (1996)** que se basa en la Teoría de Plasticidad Generalizada y asume la deformación total como la suma de una componente de deformación elástica y una componente de deformación por transformación. La formulación del modelo utiliza 14 parámetros (o constantes del material) y 24 variables de estado (Solution Dependent State Variables, SDTV). En particular, la variable de estado que registra la fracción de martensita (SDV21) es de particular interés al momento de analizar los resultados. Con esta variable es posible identificar las partes del modelo que tienen comportamiento superelástico (fracción de martensita $SDV21=1$), las partes del modelo que

no han transformado (fracción de martensita $SDV21=0$) y las partes del modelo en transformación ($0 < SDV21 < 1$). Debe destacarse que la UMAT no tiene la capacidad de simular efectos de deformación remanente.

Las 14 constantes del material de la UMAT se describen en la **Tabla 2** y en las **Figuras 8** y **9**.

Constante	Descripción	
1	E_A	Módulo de Young de la austenita
2	ν_A	Coefficiente de Poisson de la austenita
3	E_M	Módulo de Young de la martensita
4	ν_M	Coefficiente de Poisson de la martensita
5	ε^L	Deformación de transformación
6	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_L$	Pendiente de la recta tensión de transformación vs. temperatura en carga
7	σ_L^S	Tensión de inicio de transformación A→M en carga
8	σ_L^E	Tensión de final de transformación A→M en carga
9	T_0	Temperatura de referencia
10	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_U$	Pendiente de la recta tensión de transformación vs. temperatura en descarga
11	σ_U^S	Tensión de inicio de la transformación M→A en descarga
12	σ_U^E	Tensión final de la transformación M→A en descarga
13	σ_{CL}^S	Tensión de inicio de la transformación A→M en compresión
14	ε_V^L	Deformación volumétrica durante la transformación

Tabla 2: Detalle de constantes del material de la UMAT ABQ_SUPER_ELASTIC.

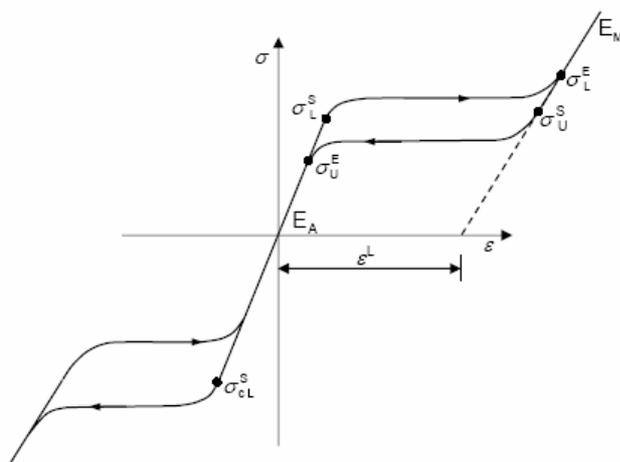


Figura 8: Esquema del comportamiento tensión vs. deformación para tracción y compresión uniaxial indicando las constantes del material para la UMAT.

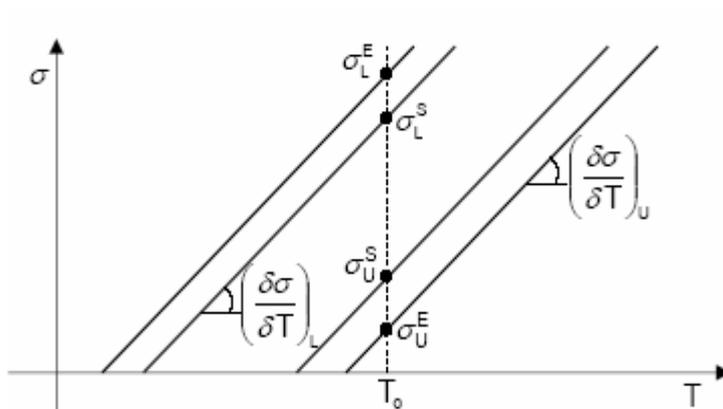


Figura 9: Esquema del comportamiento tensión vs. Temperatura indicando las constantes del material para la UMAT.

5.2 Determinación de las constantes de la ley constitutiva

Las constantes de la ley constitutiva fueron determinadas a partir de una serie de ensayos uniaxiales de carga-descarga a distintas temperaturas (ver Figura 10). Con el objetivo de verificar la repetitividad de los resultados, los ensayos fueron duplicados en todos los casos.

Los valores de las constantes E_A , ϵ^L , σ_L^S , σ_L^E , σ_U^S , σ_U^E fueron determinados a partir de los registros tensión vs. deformación de dos ensayos de carga-descarga uniaxial a $T_0 = 37 \text{ }^\circ\text{C}$. El valor de las constantes se reporta en la Tabla 3.

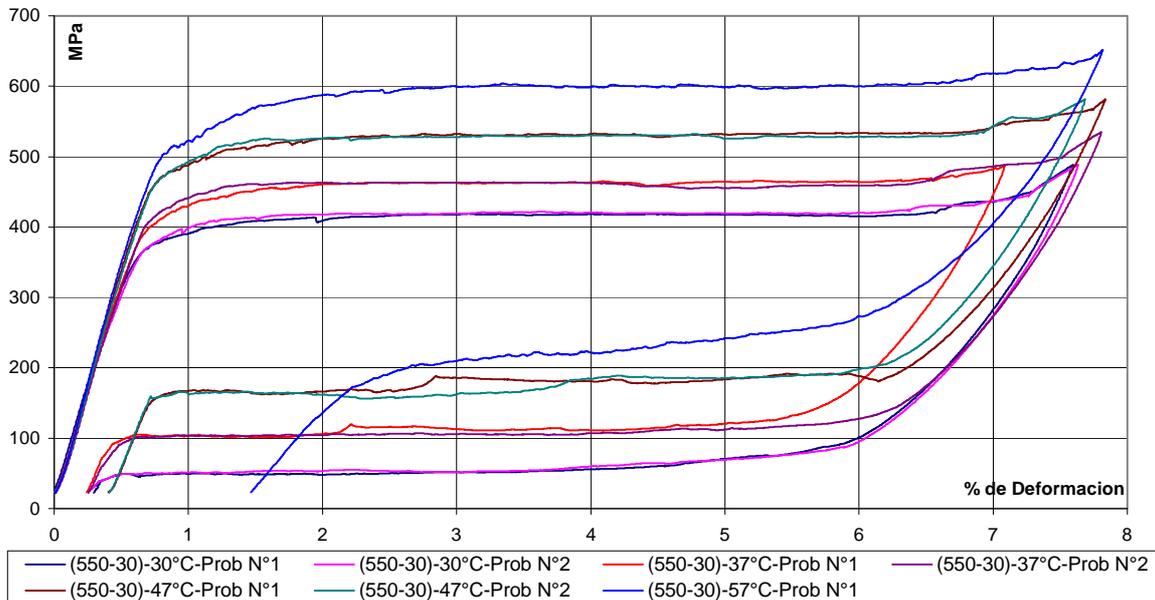


Figura 10: Registro de los ensayos de carga-descarga para distintas temperaturas.

Para la determinación de las constantes $\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_L$ y $\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_U$ se realizaron ensayos de tracción a 30°C, 37°C, 47°C y 57°C para obtener en cada caso las tensiones de inicio y final de la transformación en carga y descarga. Estos datos fueron utilizados para confeccionar el gráfico tensión de transformación vs. temperatura que se presenta en la Figura 11. Los valores de las constantes fueron determinados realizando una interpolación lineal de los datos. El valor de las dos constantes se reporta en la Tabla 3.

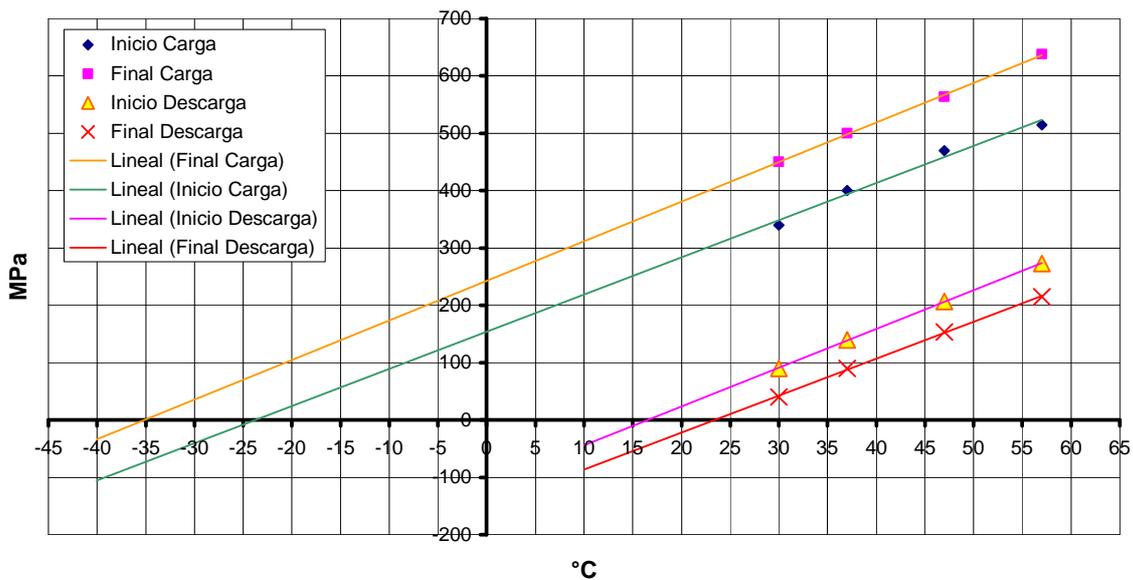


Figura 11: Gráfico tensión de transformación vs. Temperatura.

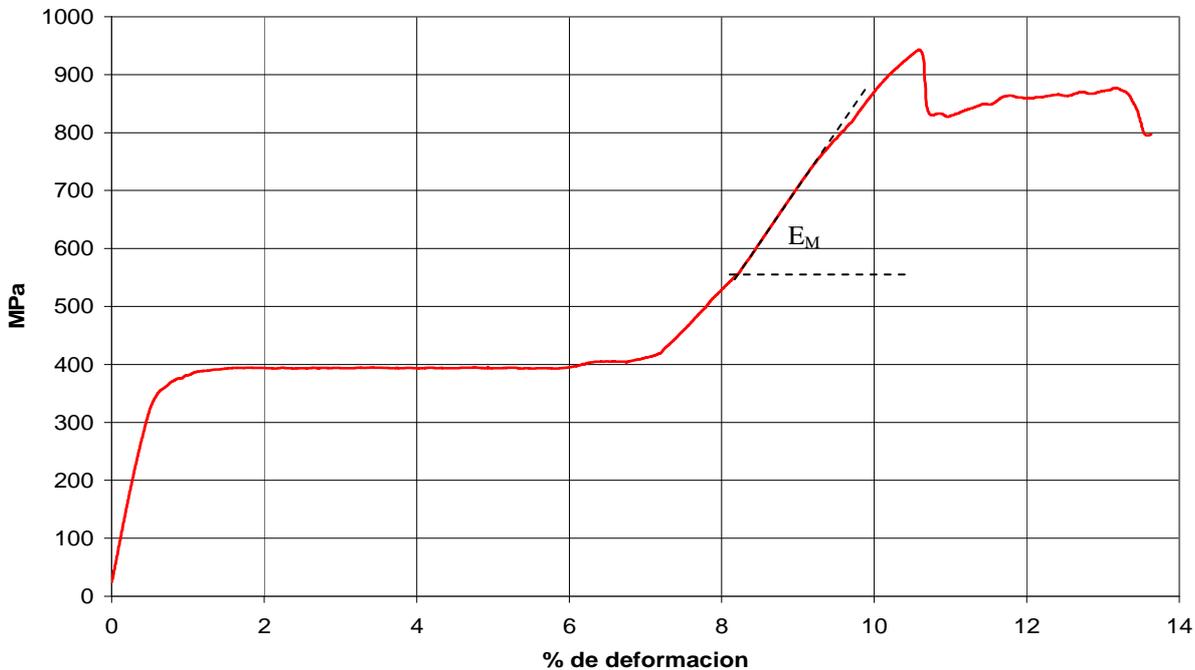


Figura 12: Registro de un ensayo de tracción a la temperatura de referencia y hasta la tensión de rotura para la determinación del módulo elástico de la martensita.

Para la obtención del módulo elástico de la martensita, E_M , es necesario realizar un ensayo a una temperatura que asegure la transformación martensítica completa del material de la probeta. Como se observa en la **Figura 6**, esta temperatura es de alrededor de -70°C . Como el equipamiento disponible no permite realizar el ensayo a esta temperatura, se optó por determinar el módulo elástico martensítico utilizando la información de la pendiente de la curva carga vs deformación en el tramo comprendido entre el final de transformación A \rightarrow M en carga y el comienzo de la plastificación de la martensita (intervalo 2-3 en la **Figura 2**). Con este propósito se realizó una serie de ensayos hasta la rotura a temperatura corporal. El registro de uno de los ensayos utilizados con este propósito se ilustra en la **Figura 12** y el valor determinado se consigna en la **Tabla 3**.

Finalmente las constantes ν_A , ν_M , σ_{CL}^S , ε_V^L fueron tomadas de la bibliografía (**UMAT, 2004**) ante la imposibilidad de realizar los ensayos para su determinación (ensayos de compresión y medición de contracción lateral).

	Constante	Valor
1	E_A	59.501 MPa
2	ν_A	0,33
3	E_M	16.462 MPa
4	ν_M	0,33
5	ε^L	0.0474
6	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_L$	6.69 MPa/°C
7	σ_L^S	412 MPa
8	σ_L^E	525 MPa
9	T_0	37 °C
10	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_U$	6.60 MPa/°C
11	σ_U^S	115 MPa
12	σ_U^E	81 MPa
13	σ_{CL}^S	0
14	ε_V^L	0,0474

Tabla 3: Valores de constantes del material de la UMAT ABQ_SUPER_ELASTIC.

6 ANÁLISIS COMPUTACIONAL

6.1 Ensayo de carga-descarga uniaxial

El modelo reproduce el ensayo de carga-descarga uniaxial utilizado para la determinación de las constantes de la ley constitutiva. El modelo consiste en una porción de 1 mm de longitud del alambre de 0,37 mm de diámetro (ver **Figura 13**). Se aprovechó la simetría del problema para reducir la geometría del modelo a un cuarto de la sección circular. Para su discretización fueron utilizados 3000 elementos cuadráticos hexaédricos (C3D20).

El ensayo fue modelado a las siguientes temperaturas: 30 °C, 37 °C, 47 °C y 57 °C. Los resultados se ilustran en la **Figura 14** junto con sus correspondientes registros experimentales. Puede observarse que el modelo proporciona un ajuste razonable de los registros experimentales. Las mayores diferencias ocurren para la deformación remanente, la que se incrementa con la temperatura. Como ya se señaló en la Sección 5.1 la UMAT está basada en una formulación superelástica y no cuenta con la capacidad de simular efectos de deformación remanente.

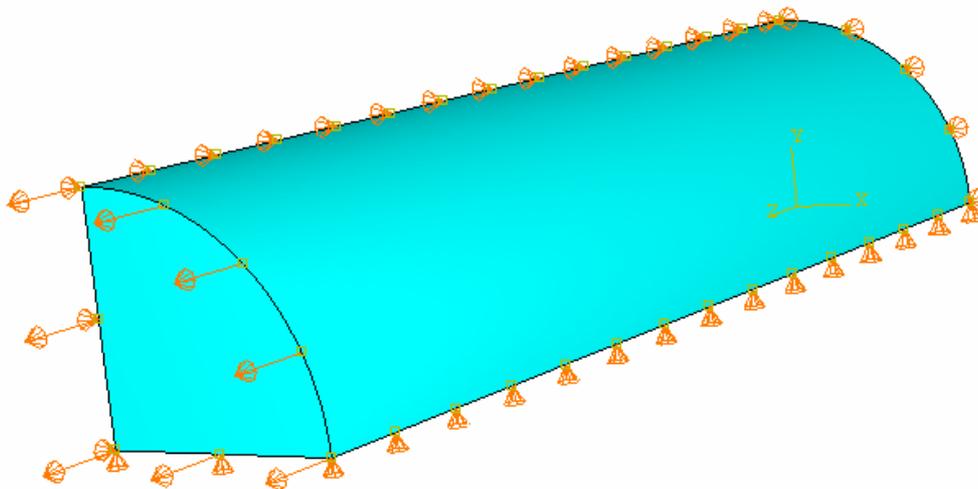


Figura 13: Geometría del modelo para ejemplo del ensayo de carga-descarga uniaxial.

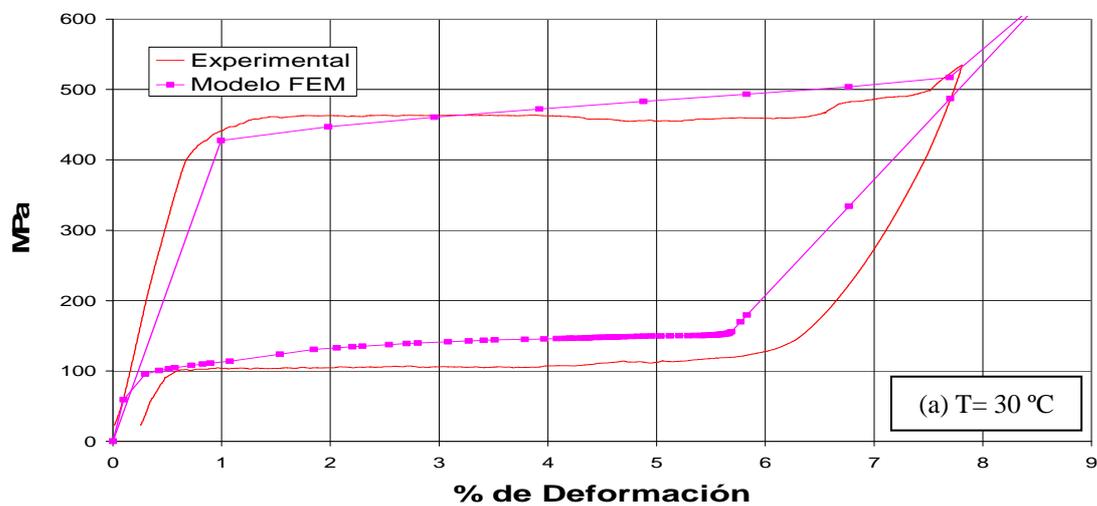


Figura 14: Resultados del modelo de FEM y registro experimental del ensayo de carga-descarga a distintas temperaturas (continúa).

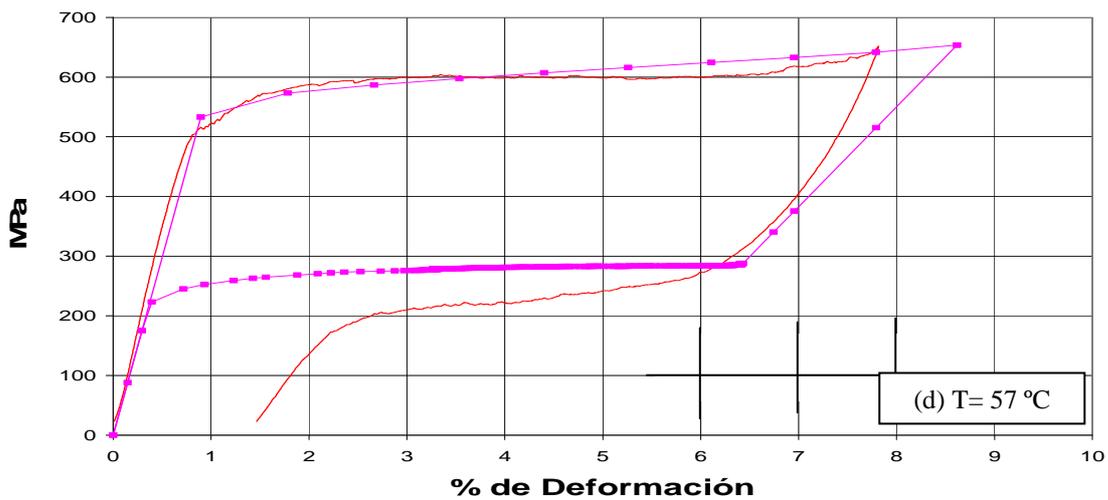
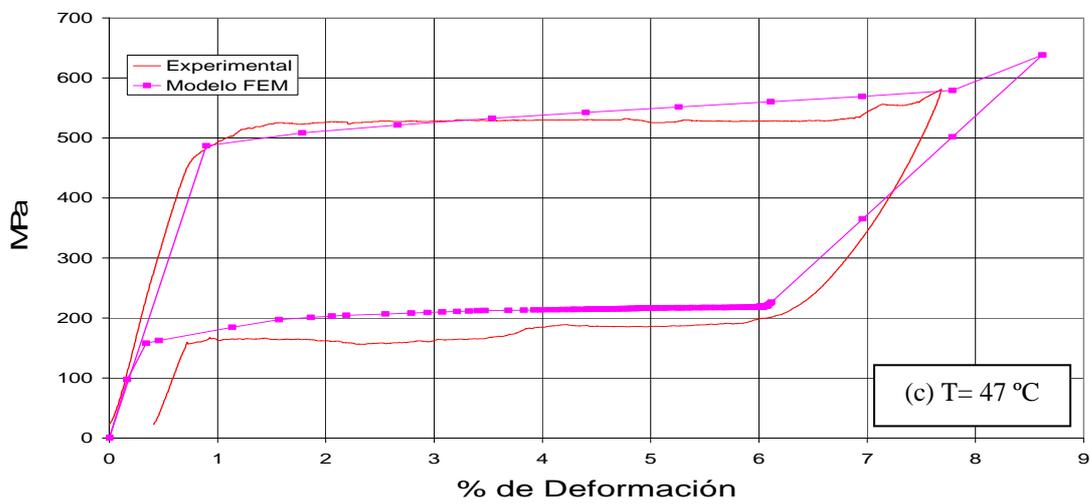
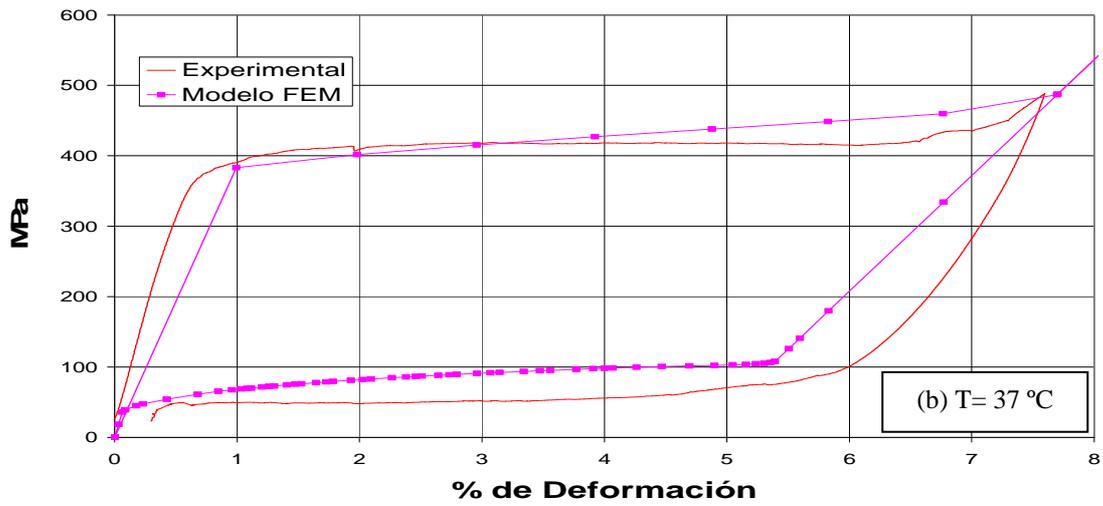


Figura 14: Resultados del modelo de FEM y registro experimental del ensayo de carga-descarga a distintas temperaturas (continuación).

6.2 Comparación del comportamiento del alambre con resultados experimentales de la bibliografía

En 1985, **Burstone et al** presentaron un trabajo en el cual se estudió el comportamiento a la flexión de un arco de ortodoncia de origen chino que ofrecía una meseta de descarga aproximadamente constante y fuerzas leves. Sobre la base de la información de este trabajo se puede deducir que el arco chino o “Chinese NiTi”, como Burstone lo denomina en su trabajo, consistía en una aleación a base de NiTi tratada térmicamente para lograr el comportamiento superelástico a temperatura corporal.

Burstone et al (1985) realizaron sus ensayos utilizando probetas de alambre diámetro 0,406 mm. Para esto se tomó con una mordaza una sección recta de alambre, dejando una longitud de voladizo de 5mm. Luego se aplicó una fuerza normal en el extremo libre del alambre para lograr ángulos de flexión de 20°, 40°, 60° y 80°. El momento fue medido en el extremo fijo del alambre utilizando una celda de carga.

Dado que el trabajo de **Burstone et al (1985)** no describe la metodología de medición del ángulo, se adoptó para este trabajo el criterio de que el ángulo de flexión es el comprendido entre la dirección del eje de la dirección circular del alambre antes y luego de su deformación según se ilustra en la **Figura 15**.

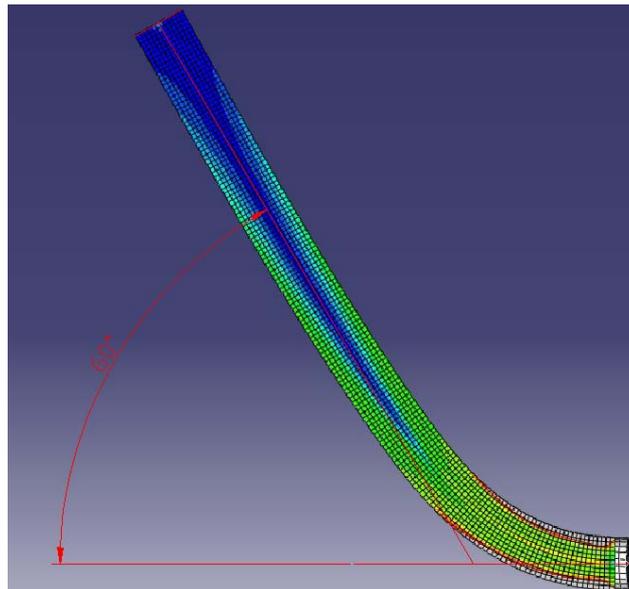


Figura 15: Descripción del criterio adoptado para la medición del ángulo de flexión.

Es importante notar que el trabajo de **Burstone et al (1985)** no reporta datos sobre la ley constitutiva de los materiales ensayados. Se propone entonces modelar sus ensayos utilizando la ley constitutiva determinada en este trabajo. Con este propósito se prepararon modelos de elementos que se presentan en la **Figura 16**. Estos consisten en secciones de alambre de 5 mm de longitud y diámetros 0,37 mm (el diámetro del alambre objeto de este trabajo) y 0,406 mm (el diámetro de los ensayos de **Burstone et al (1985)**). Como se observa en la **Figura 16** la simetría del modelo permite discretizar únicamente la mitad de su geometría. Los extremos empotrados de los alambres se fijaron utilizando sólido rígidos indeformables que sirven para medir el momento aplicado. Por su parte se impusieron los desplazamientos verticales prescritos a los extremos libres para lograr ángulos de flexión de 20°, 40°, 60° y 80° y su posterior recuperación elástica. Ambos modelos fueron resueltos considerando una

temperatura corporal de 37 °C. Este diseño para la discretización de los modelos es el resultado de un análisis de convergencia que por razones de espacio no se reporta en este trabajo.

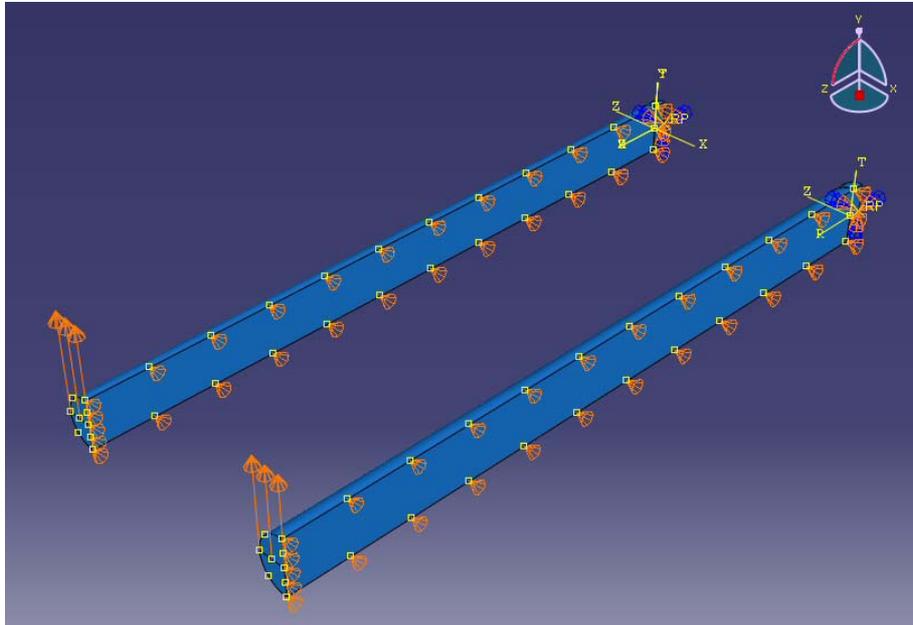


Figura 16: Geometría y condiciones de contorno para los modelos con (a) 0,37 mm y (b) 0,407mm de diámetro.

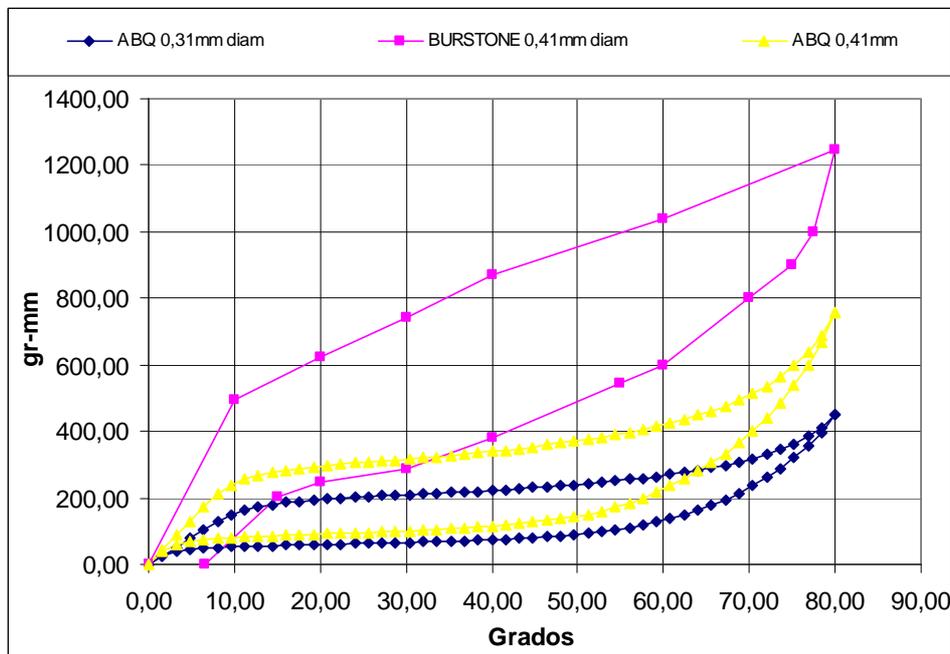


Figura 17: Registros de momento en el empotramiento vs. ángulo de flexión calculados con los modelos de elementos finitos y el trabajo experimental de [Burstone et al \(1985\)](#).

Los resultados de los modelos para el ángulo de flexión de 80° se presentan en la **Figura 17** junto con los resultados experimentales de **Burstone et al (1985)**. Resultados para los restantes ángulos de flexión presentan el mismo comportamiento general. Se observa que los valores de los momentos que resultan de los modelos son mayores que los experimentales reportados por **Burstone et al (1985)**. Al mismo tiempo los modelos presentan “mesetas” con valores constantes de momento en las etapas de carga y descarga mucho más marcadas que las que presenta el resultado experimental de **Burstone et al (1985)**. Se observa también que a partir de los 60° de flexión los resultados experimentales presentan una pequeña deformación residual que se incrementa notablemente con el ángulo flexionado.

Como se mencionó anteriormente, la UMAT “ABQ_SUPER_ELASTIC” no posee la capacidad de modelar la deformación remanente, sin embargo es posible predecir su ocurrencia mediante el análisis de los resultados de tensiones. Se asume para esto una tensión de fluencia de la martensita de 800 MPa (ver **Figura 12**). La **Figura 18** ilustra las tensiones de von Mises para distintos ángulos de flexión. Se observa la aparición de zonas plastificadas ($\sigma_{VM} > 800$ MPa) a partir de una flexión de 40°. Conforme se aumenta el ángulo de flexión la zona plastificada crece de forma considerable. Esta zona plastificada carece de la capacidad de recuperación superelástica; con lo que el comportamiento final del modelo debería ser similar al comportamiento observado experimentalmente: a mayor deflexión, mayor porcentaje de deformación remanente. Lo anteriormente mencionado corresponde para el análisis el alambre de 0,37 mm de diámetro, siendo el análisis igualmente válido para el alambre de 0,406 mm.

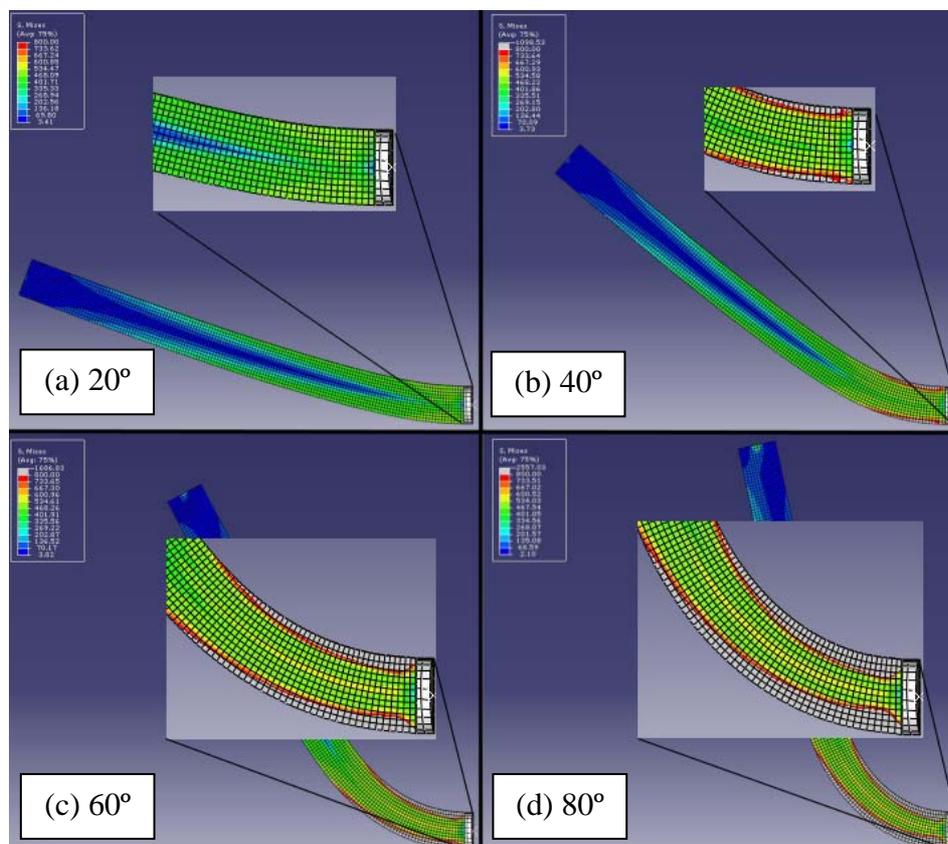


Figura 18: Detalle con los resultados de tensión de von Mises para distintos ángulos de flexión. Las zonas con tensiones superiores a los 800MPa se indican en gris.

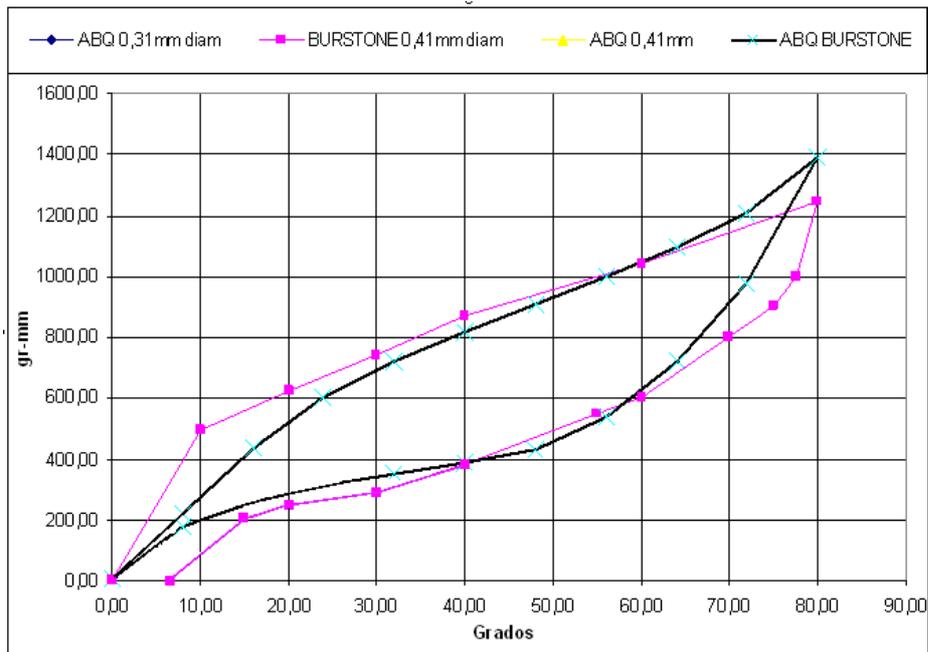


Figura 19: Ajuste del modelo de elementos finitos para reproducir el comportamiento del resultado experimental de **Burstone et al (1985)**.

Constante		Valor
1	E_A	<u>65.000 MPa</u>
2	ν_A	0,33
3	E_M	16.462 MPa
4	ν_M	0,33
5	ϵ^L	0.0474
6	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_L$	6.69 MPa/°C
7	σ_L^S	<u>800 MPa</u>
8	σ_L^E	<u>2.500 MPa</u>
9	T_0	37 °C
10	$\left(\frac{\delta\sigma}{\delta T}\right)_U$	6.60 MPa/°C
11	σ_U^S	<u>700 MPa</u>
12	σ_U^E	<u>200 MPa</u>
13	σ_{CL}^S	0
14	ϵ_V^L	0,0474

Tabla 4: Valores de constantes para el material utilizando en **Burstone et al (1985)**. Los valores subrayados son los modificados respecto de los determinados en la Sección 5.

Finalmente el modelo de elementos finitos es utilizado para determinar, por medio de un

análisis inverso, las propiedades del material utilizado por **Burstone et al (1985)**. Luego de un análisis de prueba y error se logró el ajuste que se presenta en la **Figura 19**. Los valores de las constantes asociadas se presentan en la **Tabla 4**.

7 CONCLUSIONES

Se presentó en este trabajo el procedimiento para caracterizar el comportamiento superelástico de un alambre de aleación de Níquel-Titanio (NiTi) para su modelado computacional utilizando el método de los elementos finitos.

El alambre fue sometido a un tratamiento térmico para conferirle el comportamiento superelástico a temperatura corporal para su posterior utilización clínica en arcos de ortodoncia.

El comportamiento termomecánico del material es modelado utilizando la rutina de usuario (UMAT) ABQ_SUPER_ELASTIC para el software de elementos finitos Abaqus. Esta rutina utiliza 14 constantes para caracterizar el comportamiento del material. Los valores de las constantes son determinadas utilizando los resultados de una serie de ensayos de calorimetría diferencial (DSC) y ensayos mecánicos de tracción con ciclos de carga y descarga.

Los modelos numéricos fueron validados utilizando los mismos ensayos utilizados para la caracterización del material. También se modelaron ensayos de flexión del alambre reportados en la bibliografía. En todos los casos se obtuvieron resultados satisfactorios. Las mayores discrepancias fueron consecuencia de la limitación de la UMAT para modelar deformaciones remanentes.

Los resultados experimentales y computacionales permiten inferir que el alambre tratado según el ciclo térmico propuesto sería apto para su aplicación en la construcción de arcos para ortodoncia. La decisión final necesita de resultados de pruebas mecánicas adicionales, estudios clínicos y adecuar el acabado superficial del alambre.

En próximas etapas del trabajo se prevé utilizar el análisis por elementos finitos para modelar el comportamiento del arco durante el tratamiento de ortodoncia. Estos modelos servirán para verificar la magnitud de las fuerzas que el arco ejerce sobre los dientes y su evolución durante el tratamiento.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos PICT 12-14114 de la Agencia Nacional de Promoción Científica y Técnica y PIP 6253 del CONICET.

REFERENCES

- ABAQUS Finite Element Analysis V6.7-1, Simulia, Providence, RI, USA, 2007.
- ASTM F2516-05 *Standard Test Methods for Tension Testing of Nickel-Titanium Superelastic Materials*. ASTM International, ASTM International, USA
- Auricchio, F. y Taylor, R.L. Shape Memory alloys: modeling and numerical simulation of the finite strain superelastic behavior. *Comp. Meth. in Appl. Mech. and Engrng.*, 143:175-194, 1996.
- Burstone, C.J., Qin, B. y Morton, J.Y. Chinese NiTi wire- A New Orthodontic Alloy. *American Journal Of Orthodontics*, 87/6: 445-452, 1985.
- Duerig, T.M., Pelton, A. And Stöckel, D. An overview of nitinol medical applications.

- Materials Science and Engineering A*, 273-275: 149-160, 1999.
- Duerig, T.M., Stoeckel, D. and Johnson, D. SMA: smart materials for medical applications, *European Workshop on Smart Structures in Engineering and Technology*. Edited by Culshaw, Brian. Proceedings of the SPIE, 4763: 7-15, 2003
- Huang, X. y Liu, Y. Effect of annealing on the transformation behavior and superelasticity of NiTi shape memory alloy. *Scripta Materialia*, 45/2, 153-160, 2001.
- Otsuka, K. y Ren, X. Physical Metallurgy of TiNi based Shape Memory Alloys. *Progress in Materials Science*, 50/5, 511-678, 2005.
- Pelton, A.R., DiCello, J. y Miyazaki S. Optimisation of processing and properties of medical grade Nitinol wire. *Min Invas Ther & Allied Technol.*, 9(1) 107–118, 2000.
- Proffit, W.R., Fields H.W., y Diorki. Ortodoncia Contemporánea: Teoría y Práctica. 3ra Edición, *Elsevier España*, Madrid, 2001.
- Shaw, J., and Kyriakides, S. Thermomechanical Aspects of NiTi. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 43/8, 1243-1281,1995.
- UMAT for Superelasticity of Shape Memory Alloys, ABAQUS Inc online documentation, 2004.