



Υπερελαστικότητα ορθοδοντικών συρμάτων νικελίου-τιτανίου: μεταλλουργική δομή και κλινική σημασία

Χ. ΓΚΙΟΚΑ*, Θ. ΗΛΙΑΔΗΣ**

* Οδοντίατρος.

** Συνεργάτης, Επιστήμη Βιοϊλικών, Οδοντιατρική Σχολή Turner, Πανεπιστήμιο Manchester, και Τμήμα Βιοϊλικών, Οδοντιατρική Σχολή, Πανεπιστήμιο Αθηνών.

Superelasticity of nickel-titanium orthodontic archwires: metallurgical structure and clinical importance

C. GIOKA*, T. ELIADES**

* Dentist.

** Research Associate, Biomaterials Science, Turner Dental School, University of Manchester, and Biomaterials Laboratory, School of Dentistry, University of Athens.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός του άρθρου είναι να παρουσιάσει μία ανασκόπηση των εφαρμογών των κραμάτων νικελίου-τιτανίου στην ορθοδοντική, να αναλύσει τη μεταλλουργική τους δομή και να συνοψίσει τα χαρακτηριστικά μεταβολής φάσης των συρμάτων αυτών. Ακόμη, παρουσιάζονται πρόσφατα στοιχεία σχετικά με το πρότυπο ενδοστοματικής γήρανσης αυτών των υλικών. Η επίπτωση των μεταλλουργικών και μηχανικών ιδιοτήτων των συρμάτων στην κλινική τους εφαρμογή συζητείται εν όψει πρόσφατων δεδομένων που διερευνούν τις χρονικές παραμέτρους της ορθοδοντικής θεραπείας με τη χρήση συρμάτων NiTi ή εναλλακτικών συρμάτων. Παρέχονται στοιχεία που καταδεικνύουν ότι η τάση που εκφράζεται από τα υπερελαστικά σύρματα νικελίου-τιτανίου αυξάνει με τη θερμότητα και μειώνεται με την ψύξη. Συνοψίζονται τα αποτελέσματα των βαθμηδωτών θερμοκρασιακών μεταβολών κατά τη θέρμανση και ψύξη και αποδείχθηκε ότι η τάση που μετρήθηκε σε θερμοκρασία σώματος ως τελικό στάδιο ήταν πολύ μεγαλύτερη από αυτή που μετρήθηκε στους 37°C ως αρχικό στάδιο. Αναφέρονται κλινικές μελέτες σύμφωνα με τις οποίες δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ υπερελαστικών και μη συρμάτων NiTi, και πολύκλωνων συρμάτων ανοξείδωτου χάλυβα όσον αφορά στη διάρκεια της θεραπείας.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Σύρματα NiTi, μετατροπή φάσης, υπερελαστικότητα.

Ελλ. Ορθοδ. Επιθ. 2002; 5: 111-127

Παρελήφθη: 25.02.2002 – Έγινε δεκτή: 28.06.2002

ABSTRACT

The purpose of this paper is to present an overview of the applications of NiTi alloys in orthodontics, analyze their metallurgical structure and summarize the phase transformation characteristics of these wires; recent evidence on the intraoral aging pattern of these materials is also presented. The implication of the metallurgical and mechanical properties of the wires in their clinical application is discussed in the light of recent evidence which explore the time variants of orthodontic therapy with the use of NiTi or alternative archwires. Evidence indicating that the load expressed by the superelastic nickel-titanium wires increases on heating and decreases on cooling is provided. Effects on the stepwise temperature changes on heating and cooling are summarized revealing that the load measured at body temperature as the final step was much higher than that measured at 37°C as an initial step. Clinical studies are reported, according to which, no significant differences among superelastic and nonsuperelastic NiTi wires, and multistranded stainless steel wires have been found with respect to treatment duration.

KEY WORDS: NiTi, metallurgy, phase transformation, superelasticity.

Hel. Orthod. Rev. 2002; 5: 111-127

Received: 25.02.2002 – Accepted: 28.06.2002

INTRODUCTION

Tooth movement in orthodontics is achieved by the application of mechanical forces onto the crowns of



ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η οδοντική μετακίνηση στην ορθοδοντική επιτυγχάνεται με την εφαρμογή μηχανικών δυνάμεων στις μύλες των δοντιών. Από νωρίς τονίστηκε η ανάγκη εφαρμογής ήπιων και συνεχών δυνάμεων έτσι ώστε ο ρυθμός της οδοντικής μετακίνησης να είναι ο καλύτερος δυνατός (Reitan, 1960, Smith και Storey, 1952). Οι προσπάθειες στο ευρύτερο πεδίο της βιοϊατρικής εστιάστηκαν στην εισαγωγή εμβιομηχανικών υλικών και συστημάτων ικανών να παρέχουν τέτοιο ιδεώδη τύπο δύναμης κατά τη διάρκεια της ορθοδοντικής μηχανοθεραπείας. Επιπλέον, η διαχείριση ενός σύγχρονου ορθοδοντικού ιατρείου απαιτεί μειωμένη παρακολούθηση των ασθενών με μεγαλύτερα μεσοδιαστήματα μεταξύ επισκέψεων και, έτσι, είναι επιθυμητή η εφαρμογή ενός συστήματος με ελάχιστες απαιτήσεις παρέμβασης από μέρους μας.

Οι προαναφερθείσες ιδιότητες και η ανάγκη αποτελεσματικού ελέγχου της δύναμης που εφαρμόζεται στα δόντια εξαρτάται πολύ από τις μηχανικές ιδιότητες των συρμάτων που χρησιμοποιούνται στη θεραπεία. Το 1989, οι Kapila και Sachdeva πρότειναν ότι το ιδανικό ορθοδοντικό σύρμα πρέπει να συνδυάζει μικρή ακαμψία, καλή ικανότητα διαμόρφωσης και ικανότητα αποθήκευσης μεγάλης ενέργειας. Επιπρόσθετα, θα πρέπει να διαθέτει μεγάλη ικανότητα επαναφοράς, που ισούται με την συνολική παραμόρφωση μείον την μόνιμη παραμόρφωση μετά την αφαίρεση της τάσης (φορτίου). Η βιοσυμβατότητα, η χαμηλή επιφανειακή τριβή και η δυνατότητα τήξης ή συγκόλλησης συμπεριλαμβάνονται, επίσης, στις ιδιότητες του ιδανικού σύρματος, όπως τις συνόψισε ο Brantley (Brantley, 2001).

Τα σύρματα ανοξείδωτου χάλυβα και τα σύρματα Co-Cr-Ni (Elgiloy) δεν πληρούν όλες τις προαναφερθείσες απαιτήσεις, καθώς χαρακτηρίζονται από μεγάλη ακαμψία, μικρή ικανότητα επαναφοράς και μικρό εύρος εργασίας, πράγμα που σημαίνει ότι το ποσό της ελαστικής ενεργοποίησης πριν την έναρξη της μόνιμης παραμόρφωσης είναι μικρό.

Οι Burstone και συν. έδειξαν ότι ορθοδοντικό σύρμα με χαμηλό λόγο τάσης/παραμόρφωσης παρέχει επιθυμητό επίπεδο δύναμης και καλύτερο έλεγχο του μεγέθους της (Burstone και συν., 1985). Τα σύρματα Ni-Ti πληρούν το τελευταίο κριτήριο και αυτό, σε συνδυασμό με τις υπόλοιπες ευεργετικές τους ιδιότητες,

the teeth. Early on, the necessity for applying light and continuous forces to optimize the rate of tooth movement process was emphasized (Reitan, 1960; Smith and Storey, 1952). Efforts in the greater biomedical field have focused on the introduction of biomechanical materials and systems capable of providing such an ideal type of force during orthodontic mechanotherapy. In addition, the management of modern orthodontic practice requires decreased monitoring of patients with longer intervals between visits, and thus, it is desirable to apply a system with minimum intervention requirements.

The foregoing properties along with the need to efficiently control the force applied onto teeth, greatly depends on the mechanical properties of the wires utilized in treatment. Kapila and Sachdeva in 1989 suggested that the ideal orthodontic wire should combine low stiffness, good formality and high-energy storage. In addition, it should express a large springback, which is the total deflection minus the permanent deformation when the load is removed. Biocompatibility, low surface friction, and the capability to be welded or soldered were also added to the list of the ideal wire properties as summarized by Brantley (Brantley, 2001).

Stainless steel and Co-Cr-Ni (Elgiloy) wires do not fulfill all the aforementioned requirements since they express high stiffness, low springback and low working range, which means that the amount of elastic activation before the onset of permanent deformation is small.

Burstone et al., have shown that a low load/deflection ratio for an orthodontic wire provides a desirable force level and better control of force magnitude (Burstone et al., 1985). The NiTi wires fulfill this last criterion and, in conjunction with their other beneficial properties, their use has been expanded. NiTi alloys find applications in the greater biomedical materials area, whilst in dentistry include orthodontic wires, orthodontic removable or fixed appliances such as Quad Helix or Rapid Palatal expanders, coils springs for use in cases of open or closed spaces, and clasps for removable dentures.

The purpose of this paper is to present an overview of the use and applications of NiTi alloys in orthodontics, analyze the metallurgical structure and summarize the phase transformation characteristics of these wires. In addition, recent evidence on the intraoral aging pattern of these materials is presented, whilst, potential



επέκτεινε τη χρήση τους. Τα κράματα Ni-Ti έχουν εφαρμογές στο ευρύτερο πεδίο των βιοϊατρικών υλικών, ενώ οι οδοντιατρικές τους εφαρμογές περιλαμβάνουν τα ορθοδοντικά σύρματα Ni-Ti, τις κινητές ή ακίνητες ορθοδοντικές συσκευές όπως το Quad Helix ή τις συσκευές ταχείας υπερώιας διεύρυνσης, τα περιελιγμένα ελατήρια για χρήση σε περιπτώσεις ανοικτών ή κλειστών διαστημάτων και τα άγκιστρα των μερικών οδοντοστοιχιών.

Σκοπός του άρθρου είναι να παρουσιάσει μία ανασκόπηση της χρήσης και των εφαρμογών των κραμάτων νικελίου-τιτανίου στην ορθοδοντική, να αναλύσει τη μεταλλουργική τους δομή και να συνοψίσει τα χαρακτηριστικά μεταβολής φάσης των συρμάτων αυτών. Ακόμη, παρουσιάζονται πρόσφατα στοιχεία σχετικά με το πρότυπο ενδοστοματικής γήρανσης αυτών των υλικών. Τέλος, η επίπτωση των μεταλλουργικών και μηχανικών ιδιοτήτων των συρμάτων στην κλινική τους εφαρμογή συζητείται εν όψει πρόσφατων δεδομένων που διερευνούν τις χρονικές παραμέτρους της ορθοδοντικής θεραπείας με τη χρήση συρμάτων Ni-Ti ή εναλλακτικών συρμάτων.

ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΩΝ ΚΡΑΜΑΤΩΝ NiTi

Το κράμα νικελίου-τιτανίου ανακαλύφθηκε στο Naval Ordnance Laboratory τη δεκαετία του '60 και η εφαρμογή του στην ορθοδοντική κατέστη δυνατή στην αρχή της δεκαετίας του '70. Το πρώτο ορθοδοντικό σύρμα NiTi (Nitinol) πήρε το όνομά του από το εργαστήριο όπου έλαβαν χώρα οι ευρύτερες μεταλλουργικές εφαρμογές των κραμάτων (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory) (Andreasen και Brady, 1972, Andreasen και Hilleman, 1971). Η πρώτη γενιά συρμάτων NiTi είχε το χαρακτηριστικό της "μνήμης σχήματος", το οποίο αναφέρεται στην ικανότητα του σύρματος να επανέρχεται μέσω ενός εύρους θερμοκρασιών μετάβασης (transition temperature range – TTR) σε προκατασκευασθέν σχήμα όταν το σύρμα θερμανθεί. Ο Andreasen το 1985 έδειξε ότι, όταν ένα σύρμα Nitinol υποβάλλεται σε παραμόρφωση μεγάλου εύρους, τελικά επανέρχεται σχεδόν στην αρχική του θέση ασκώντας ταυτόχρονα ήπιες, συνεχείς δυνάμεις (Andreasen και συν., 1985), όπως φαίνεται στην

effects on their clinical efficiency are also probed. Finally, the implication of the metallurgical and mechanical properties of the wires in their clinical application is discussed in the light of recent evidence, which explore the time variants of orthodontic therapy with the use of NiTi and alternative archwires.

EVOLUTION OF NiTi ALLOYS

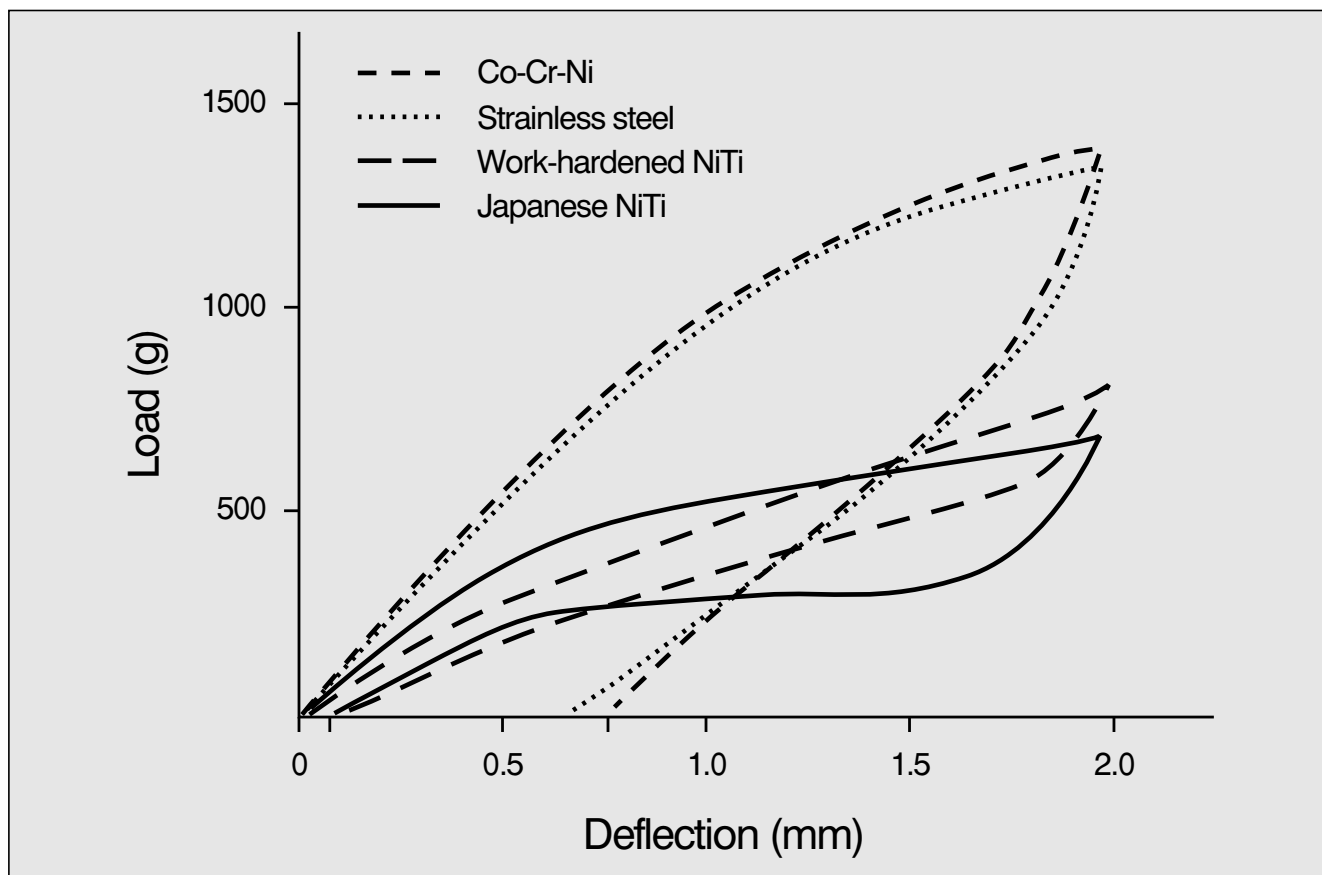
The nickel-titanium alloy was invented at the Naval Ordnance Laboratory in the 1960's and subsequent application to orthodontics became possible during the early 1970's. Actually, the first NiTi orthodontic wire (Nitinol) was named after the laboratory where the wider metallurgical applications of alloys took place (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory) (Andreasen and Brady, 1972; Andreasen and Hilleman, 1971). The first generation of NiTi wires expressed the "shape memory" characteristic, which refers to the ability of the wire to return to a previously manufactured shape when heated through a transition temperature range (TTR). Andreasen in 1985 showed that when a Nitinol wire is deflected over a long distance it eventually springs back to nearly its original position while exerting light, continuous forces (Andreasen et al., 1985) as shown in Fig. 1., where the significantly lower load exerted by the NiTi wires for a 2-mm deflection is illustrated. The same author characterized this distinctive property on the Nitinol as the "superelastic" property. However, in the following years the term "superelasticity" took a different definition based on the structural changes also known as phase transformation that take place during the temperature changes or the loading process of the wire. Superelasticity is now termed as a phenomenon where the wire exhibits a low continuous force with a plateau during loading or unloading. This property gives an almost constant force over a wide range and provides clinical advantages over non-superelastic nickel-titanium wires (Iijima et al., 2002).

During the mid-1980's, two new superelastic nickel-titanium archwire alloy types were manufactured and became commercially available: the Chinese NiTi and the Japanese NiTi. The Chinese NiTi (marked as Ni-Ti by Ormco), was introduced in 1985 by Burstone and colleagues, and exhibited 4.4 times the springback of the stainless steel wire and 1.6 times the springback of the original Nitinol (Bradley, 1993).



εικόνα 1, όπου απεικονίζεται η σημαντικά χαμηλότερη τάση που ασκείται από τα σύρματα NiTi για παραμόρφωση 2 χιλ. Ο ίδιος συγγραφέας χαρακτήρισε αυτή την ξεχωριστή ιδιότητα του Nitinol ως "υπερελαστική" ιδιότητα. Εν τούτοις, τα επόμενα χρόνια στον όρο "υπερελαστικότητα" δόθηκε διαφορετικός ορισμός βάσει των δομικών αλλαγών, που είναι επίσης γνωστές ως μεταβολή φάσης, και οι οποίες λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια των θερμοκρασιακών μεταβολών ή της διεργασίας φόρτισης του σύρματος. Ως υπερελαστικότητα ορίζεται σήμερα το φαινόμενο όπου το σύρμα ασκεί ήπια συνεχή δύναμη, με plateau κατά τη φόρτιση ή την αποφόρτιση. Η ιδιότητα αυτή αποδίδει μία σχεδόν σταθερή δύναμη σε μεγάλο εύρος και παρέχει κλινικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τα μη υπερελαστικά σύρματα νικελίου-τιτανίου (Iijima

The loading/unloading portion of the stress/strain curve for the NiTi alloy is a nonlinear curve which provides light, constant force in the middle range of deactivation, as shown in the load-deflection curves produced by a cantilever bending test for 0.016 inch diameter Chinese NiTi and Nitinol (Fig. 1). Based on this unique property of the wire, Burstone introduced the variable modulus orthodontics, which constitutes an alternative method to incrementally increasing the wire cross-section to maintain control of the tooth movement. His proposed scheme involved the engagement of heavy rectangular wires of large cross-section during the initial stages of treatment to efficiently gain proper spatial crown control, followed by changing of wire stiffness by altering wire composition rather than wire size (Burstone, 1981; Burstone and Goldberg, 1983).



Εικ. 1: Καμπύλες τάσης-παραμόρφωσης από δοκιμασίες κάμψης τριών σημείων τεσσάρων διαφορετικών συρμάτων διαμέτρου 0.016 της ίντσας (από Miura και συν., 1986).

Fig 1: Load-deflection curves produced by three-point bending tests of four different 0.016-inch wires (adapted and redrawn from Miura et al., 1986).



και συν., 2002).

Στα μέσα της δεκαετίας του '80 κατασκευάστηκαν και κυκλοφόρησαν στο εμπόριο δύο νέοι τύποι κραμάτων υπερελαστικών συρμάτων νικελίου-τιτανίου: το κινεζικό NiTi και το γαπωνέζικο NiTi. Το κινεζικό NiTi (ονομαζόμενο Ni-Ti από την Ormco) δημιουργήθηκε το 1985 από τους Burstone και συνεργάτες και παρουσίαζε 4,4 φορές την ικανότητα επαναφοράς του σύρματος ανοξειδωτού χάλυβα και 1,6 φορές την ικανότητα επαναφοράς του αρχικού Nitinol (Bradley, 1993). Το τμήμα φόρτισης/αποφόρτισης της καμπύλης τάσης/παραμόρφωσης του κράματος NiTi είναι μία μη γραμμική καμπύλη που παρέχει ελαφρά, σταθερή δύναμη στο μέσον του εύρους απενεργοποίησης, όπως φαίνεται στις καμπύλες τάσης/παραμόρφωσης μιας δοκιμασίας κάμψης σύρματος με ελεύθερο άκρο για κινεζικό NiTi και Nitinol διαμέτρου 0.016 της ίντσας (Εικ. 1). Με βάση αυτή την μοναδική ιδιότητα του σύρματος, ο Burstone εισήγαγε την ορθοδοντική μεταβλητού μέτρου ελαστικότητας που αποτελεί μία μέθοδο εναλλακτική της σταδιακής αύξησης της διατομής του σύρματος με στόχο τον έλεγχο της οδοντικής μετακίνησης. Το σχήμα που πρότεινε αφορά στη χρησιμοποίηση τετράγωνων συρμάτων μεγάλης διατομής στα αρχικά στάδια της θεραπείας ώστε να υπάρχει αποτελεσματικός έλεγχος της μύλης στο χώρο, που ακολουθείται από μεταβολή της ακαμψίας του σύρματος αλλάζοντας τη σύνθεση του σύρματος και όχι το μέγεθός του (Burstone, 1981; Burstone και Goldberg, 1983).

Το γαπωνέζικο NiTi παρουσιάστηκε από τον Miura (Miura και συν., 1986) ένα χρόνο αργότερα και ονομάστηκε Sentalloy από την GAC. Το κράμα αυτό διαθέτει παρόμοιες ιδιότητες κάμψης με αυτές του κινεζικού NiTi, αφού το τμήμα φόρτισης/αποφόρτισης της καμπύλης τάσης/παραμόρφωσης, τόσο για το κινεζικό όσο και για το γαπωνέζικο NiTi, είναι μία μη γραμμική καμπύλη που παρέχει ελαφρά, σταθερή δύναμη στο μέσον του εύρους απενεργοποίησης (Burstone και συν., 1985). Τμήματα 6 χιλ. των συρμάτων αυτών (που σε πραγματικές κλινικές συνθήκες αντιστοιχούν στην απόσταση μεταξύ αγκυλίων) που υπέστησαν δοκιμασία κάμψης ελεύθερου άκρου παρουσίασαν κατά την αποφόρτιση (απενεργοποίηση) μία σχεδόν οριζόντια περιοχή (plateau υπερελαστικότητας) σταθερής ροπής κάμψης (Brantley και συν.,

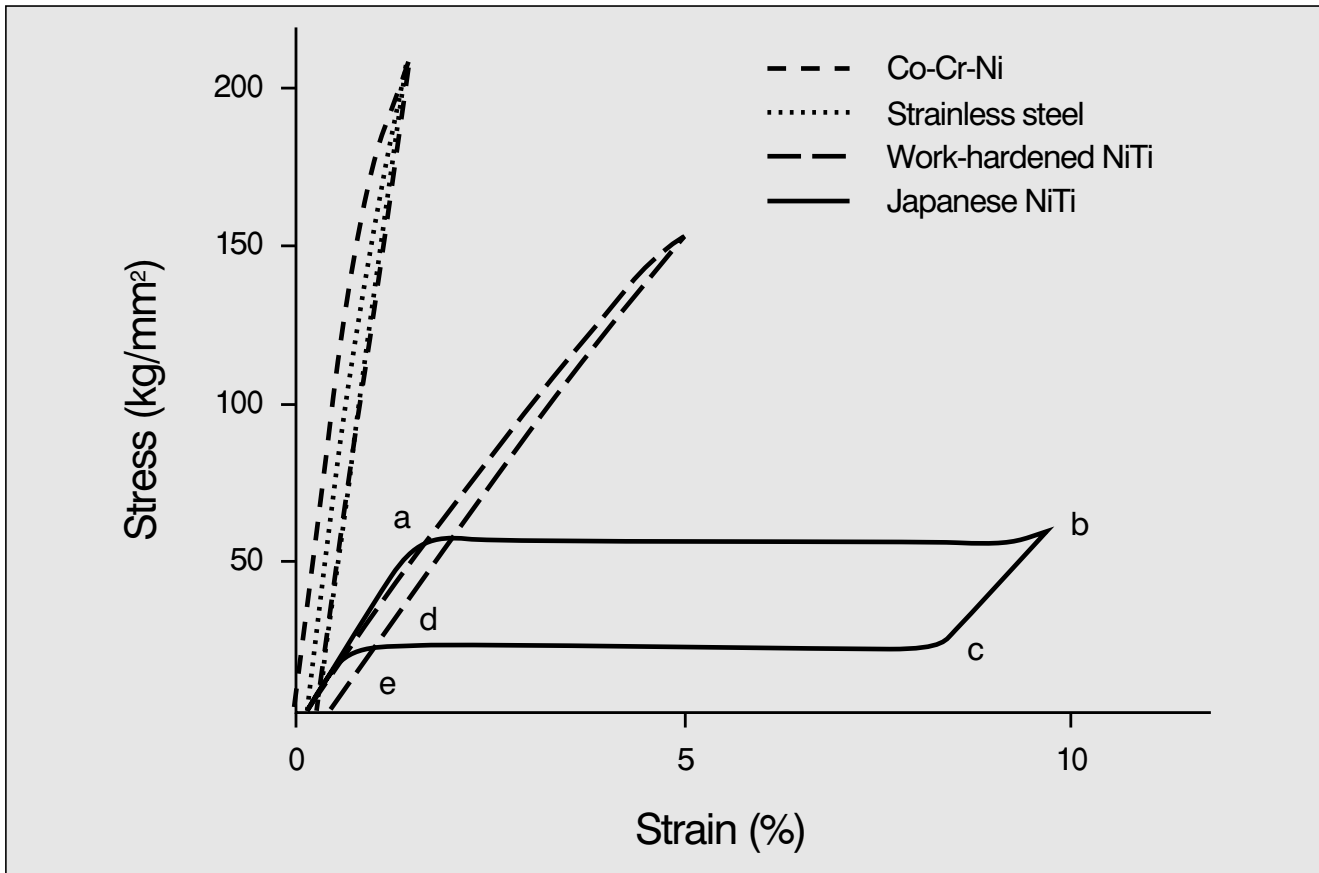
The Japanese NiTi was introduced by Miura (Miura et al., 1986) one year later and marked as Sentalloy by GAC. This wire alloy possesses very similar bending properties to those of Chinese NiTi since, for both the Chinese and the Japanese NiTi the loading/unloading portion of the stress/strain curve is a nonlinear curve that provides light, constant force in the middle range of deactivation (Burstone et al., 1985). Clinically realistic 6mm-segments (corresponding to interbracket distances) of these wires tested in cantilever bending showed a nearly horizontal region (superelastic plateau) of constant bending moment upon unloading (deactivation) (Brantley et al., 1997). As shown in the stress-strain diagram shown in Fig. 2, during the initial loading the Japanese NiTi behaves like the original work-hardened Nitinol (σ - α portion). Over the α - β portion the stress remains constant. At point b the removal of the stress results in the β - γ portion of the graph, which is parallel to the σ - α portion. Finally the γ - δ portion is parallel to the α - β . The α - β portion expresses the gradual phase transformation from the austenite to the martensite during loading.

In the early 1990s a new orthodontic wire, marked as NeoSentalloy by GAC was introduced, presenting true shape memory at the temperature of the oral environment, whilst Cu and Nb NiTi archwires became available in the same decade by Ormco.

METALLURGY OF NiTi ALLOYS

The nickel-titanium wires at room temperature contain approximately equiatomic proportions of nickel and titanium in a stable phase. However some deviations from stoichiometry are possible and the commercially available orthodontic wires are usually titanium-rich (Brantley, 1997). At room temperature the crystal structure of the NiTi alloys consists of a complex body-centered cubic structure as a single phase or as one component of a two-phase system. The second phase might be either NiTi₂ or NiTi₃ (Goldstein et al., 1987).

The two major NiTi phases are the austenitic NiTi (or austenite) has an ordered body-centered cubic structure that occurs at high temperatures and low stresses and the martensitic NiTi (martensite), which is formed at low temperatures and high stresses and appears to have a distorted monoclinic, triclinic, or hexagonal structure. A transformation from the



Εικ. 2: Χαρακτηριστικές καμπύλες τάσης-παραμόρφωσης τεσσάρων διαφορετικών συρμάτων διαμέτρου 0.016 της ίντσας υπό τάση. Παρατηρείστε το επίπεδο τάσης του σύρματος στο plateau (από Miura και συν., 1986).

Fig 2: Typical stress-strain curves of four different 0.06-inch wires under tension. Note the stress level corresponding to the plateau (adapted and redrawn from Miura et al., 1986).

1997). Όπως φαίνεται στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης της εικόνας 2, κατά την αρχική φόρτιση το γιαπωνέζικο NiTi συμπεριφέρεται όπως το κλασικό Nitinol που υπέστη σκλήρυνση με μηχανική κατεργασία (τμήμα ο-α). Στο τμήμα α-β η τάση παραμένει σταθερή. Στο σημείο β η αφαίρεση της τάσης έχει ως αποτέλεσμα το τμήμα β-γ του γραφήματος, που είναι παράλληλο με το τμήμα ο-α. Τέλος, το τμήμα γ-δ είναι παράλληλο με το α-β. Το τμήμα α-β εκφράζει τη σταδιακή μεταβολή φάσης από την ωστενιτική στη μαρτενσιτική μορφή κατά τη φόρτιση.

Στην αρχή της δεκαετίας του '90 παρουσιάστηκε από την GAC ένα νέο ορθοδοντικό σύρμα, ονομαζόμενο NeoSentalloy, που διαθέτει αμιγή μνήμη σχήματος στη θερμοκρασία του στόματος, ενώ την ίδια δεκαετία κυκλοφόρησαν από την ORMCO NiTi σύρματα Cu και Nb.

austenite to martensite structure is possible under specific conditions through twinning. The twin boundaries are mirror crystallographic plates which move to accommodate the stress, converting one twin orientation into another (Bradley, 1993). The austenite-martensite transitions are displacing-type transformations, thus the atoms forming one structure undergo small movements and become rearranged into a second structure. The complex cubic structure for the austenite phase changes as if it were elongated along one of the diagonal planes (Otsuka, 1990). Martensite transitions occur when the parent austenite phase of high energy is converted to martensite, with simultaneous liberation of heat (exothermic reaction).

An intermediate phase, which was termed as the R phase (rhombohedral phase), delays the



ΜΕΤΑΛΛΟΥΡΓΙΑ ΚΡΑΜΑΤΩΝ NiTi

Τα σύρματα νικελίου-τιτανίου σε θερμοκρασία δωματίου περιέχουν περίπου ισοατομικές αναλογίες νικελίου και τιτανίου σε σταθερή φάση. Εν τούτοις, είναι πιθανόν να υπάρχουν αποκλίσεις από τη στοιχειομετρία και τα ορθοδοντικά σύρματα που κυκλοφορούν στο εμπόριο είναι συνήθως πλούσια σε τιτάνιο (Brantley, 1997). Σε θερμοκρασία δωματίου, η κρυσταλλική δομή των κραμάτων NiTi αποτελείται από μία σύμπλοκη δομή σχήματος κύβου ως μεμονωμένη φάση ή ως τμήμα ενός διφασικού συστήματος. Η άλλη φάση μπορεί να είναι είτε NiTi₂ είτε NiTi₃ (Goldstein και συν., 1987).

Οι δύο κύριες φάσεις NiTi είναι το ωστενιτικό NiTi (ή ωστενίτης), το οποίο έχει μία ενδοκεντρωμένη κυβική δομή μικρότερης αταξίας που εμφανίζεται σε υψηλές θερμοκρασίες και μικρές τάσεις και το μαρτενσιτικό NiTi (μαρτενσίτης), που δημιουργείται σε χαμηλές θερμοκρασίες και μεγάλες τάσεις και φαίνεται να έχει παραμορφωμένη μονοκλινική, τρικλινική ή εξαγωνική δομή. Η μετάπτωση από την ωστενιτική στη μαρτενσιτική δομή είναι δυνατή κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες με ανάπτυξη διπλών κρυστάλλων. Τα όρια της περιοχής διπλών κρυστάλλων είναι αντικριστές κρυσταλλογραφικές πλάκες που μετακινούνται προς ανακούφιση των τάσεων, μετατρέποντας τον ένα προσανατολισμό στον άλλο (Bradley, 1993). Οι μεταπτώσεις από τη μία στην άλλη φάση (ωστενιτική-μαρτενσιτική) είναι μεταβολές τύπου μετατόπισης. Έτσι, τα άτομα που αποτελούν μια δομή υφίστανται μικρές μετακινήσεις και ανακατανέμονται δημιουργώντας μια άλλη δομή. Η σύμπλοκη κυβική δομή της ωστενιτικής φάσης μεταβάλλεται σαν να επιμηκύνεται κατά μήκος ενός των διαγωνίων επιπέδων (Otsuka, 1990). Όταν η μητρική ωστενιτική φάση υψηλής ενέργειας μετατρέπεται σε μαρτενσιτική επισυμβαίνουν μεταβολές φάσης προς την μαρτενσιτική δομή με ταυτόχρονη απελευθέρωση θερμότητας (εξώθερμη αντίδραση).

Μία ενδιάμεση φάση, που ονομάστηκε φάση R (ρομβοεδρική φάση), καθυστερεί τη μετατροπή του ωστενίτη σε μαρτενσίτη κατά την ψύξη, μέχρι να επιτευχθούν χαμηλότερες θερμοκρασίες (Miyazaki και Otsuka, 1986). Η παρουσία της φάσης R υποστηρίχθηκε από μελέτες που υποδεικνύουν ότι οι υπολειπόμενες τάσεις και/ή οι τάσεις από ιζήματα επηρεάζουν τις αρχικές και τελικές θερμοκρασίες των μαρτενσιτικών μεταβολών (Goldstein και συν., 1987).

transformation of the austenite to martensite until lower temperatures, during cooling (Miyazaki and Otsuka, 1986). The presence of an R phase was supported by studies suggesting that the residual stresses and/or stresses from precipitates affect the start and finish temperatures of the martensite transformations (Goldstein et al., 1987).

A typical differential scanning calorimetry (DSC) plot for these wires shows that on cooling, the Ms (martensite-start) and Mf (martensite-finish) temperatures are the temperatures at which the transformation to martensite begins and is completed; on heating, the As (austenite-start) and Af (austenite-finish) temperatures are the temperatures at which the transformation to austenite begins and is completed, respectively (Fig. 3). The TTR for each of the three structures (austenite, R-phase, and martensite) refers to the temperature range for the start and completion of the transformation to that particular structure.

The original Nitinol and other nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wire alloys contain substantial quantities of stable martensite. The As temperatures for these alloys are much higher than room temperature and the temperature of the oral environment (Bradley, 1993). The shape-memory wire alloys present Af temperatures below that of the oral environment, and therefore these wires have essentially the completely austenitic structure in vivo.

The nonsuperelastic (not true shape-memory) alloys have microstructures that are incompletely transformed to austenite at the temperature of the oral environment. The Af temperatures for these wires can be much greater than 37°C.

For the Nitinol SE alloy, the Af temperature on heating is about 60°C, so that this alloy would be a mixture of R-phase and austenite at the temperature of the oral environment (Bradley, 1993).

The shape-memory alloy (NeoSentalloy), has essentially a completely austenitic structure at the temperature of the oral environment, whereas the nonsuperelastic alloy (Nitinol) is composed of martensite, austenite and perhaps R-phase at the temperature of the oral environment. The Copper Ni-Ti archwires are available in three temperature variants of 27°, 35° and 40°C, corresponding to the austenite-finish temperatures for the completion of the martensite-to-austenite transformation (Brantley, 2001). Thus, the 27°C variant would be useful for mouth-breathers; the 35°C variant is activated at

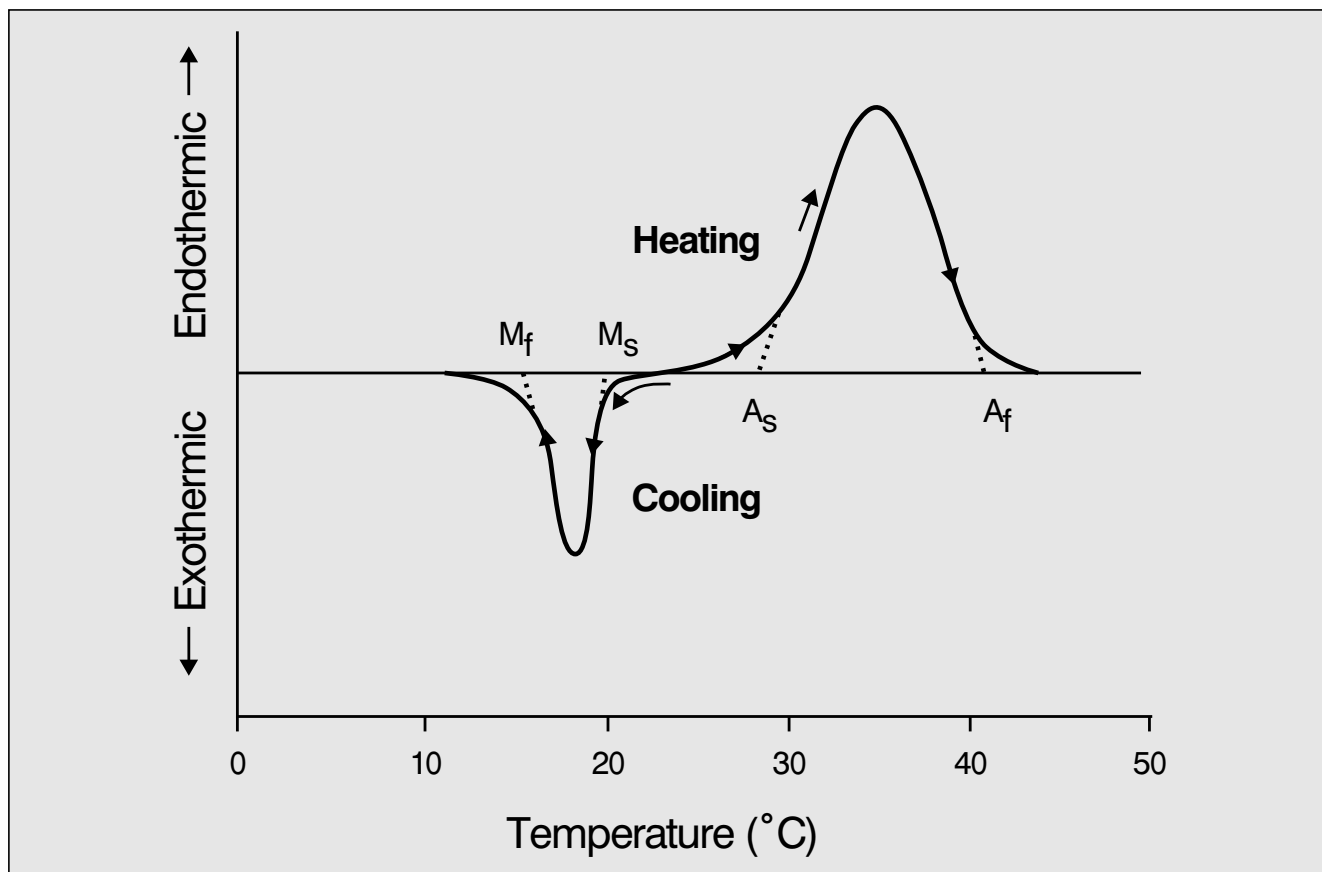


Το χαρακτηριστικό διάγραμμα διαφορικής θερμιδομετρίας σάρωσης (differential scanning calorimetry-DSC) αυτών των συρμάτων δείχνει ότι κατά την ψύξη, οι θερμοκρασίες M_s (μαρτενσίτης-αρχική) και M_f (μαρτενσίτης-τελική) είναι αυτές κατά τις οποίες αρχίζει και ολοκληρώνεται, αντίστοιχα, η μεταβολή σε μαρτενσίτη. Ομοίως, κατά τη θέρμανση, οι θερμοκρασίες A_s (ωστενίτης-αρχική) και A_f (ωστενίτης-τελική) είναι οι θερμοκρασίες έναρξης και ολοκλήρωσης, αντίστοιχα, της μεταβολής σε ωστενίτη (Εικ. 3). Το TTR για κάθε μία από τις τρεις δομές (ωστενίτης, φάση R και μαρτενσίτης) αναφέρεται στο θερμοκρασιακό εύρος έναρξης και ολοκλήρωσης των μεταβολών φάσεων στη συγκεκριμένη δομή.

Το πρώτο NiTi-pol που κυκλοφόρησε και άλλα κράματα ορθοδοντικών μη υπερελαστικών συρμάτων νικελίου-τιτανίου περιέχουν σημαντικές ποσότητες σταθερού μαρτενσίτη. Οι θερμοκρασίες A_s αυτών των κραμάτων

normal body temperature; and the 40°C variant would provide activation only after consuming hot food and beverages. The A_f temperatures for the three variants were within 3°C of the values reported by the manufacturer (Brantley, 2001).

The superelastic nickel-titanium wires, including the true shape memory nickel-titanium wires, show exceptional temperature sensitivity. Thus, alterations in mouth temperature could cause a stress fluctuation in nickel-titanium wires during orthodontic treatment. In a recent study, three different superelastic nickel-titanium wires were examined at constant temperature and stepwise temperature changes from 37° to 60°C and back to 37°C and from 37° to 2°C and back to 37°C, in order to evaluate the effects of temperature changes onto mechanical properties of the wires (Iijima et al., 2002). It was shown that the load expressed by the superelastic nickel-titanium wires increases on heating and decreases on cooling.



Εικ. 3: Χαρακτηριστικό διάγραμμα DSC ορθοδοντικού σύρματος NiTi (αυθαίρετες μονάδες).

Fig 3: A characteristic DSC plot of a NiTi orthodontic wire (arbitrary units).



είναι πολύ υψηλότερες από τη θερμοκρασία δωματίου και αυτή του στοματικού περιβάλλοντος (Bradley, 1993). Τα κράματα συρμάτων με μνήμη σχήματος παρουσιάζουν θερμοκρασίες Af χαμηλότερες αυτής του στόματος και, έτσι, τα σύρματα αυτά έχουν ουσιαστικά πλήρη ωστενική δομή in vivo.

Τα μη υπερελαστικά (με μη αληθή μνήμη σχήματος) κράματα διαθέτουν μικροδομές που έχουν ατελώς μετατραπεί σε ωστενίτη στη θερμοκρασία του στόματος. Οι θερμοκρασίες Af αυτών των συρμάτων μπορεί να είναι πολύ υψηλότερες των 37°C.

Για το κράμα Nitinol SE, η θερμοκρασία Af της δέσμευσης είναι περίπου 60°C, έτσι ώστε το κράμα αυτό να αποτελεί μείγμα φάσης R και αουστενίτη στη θερμοκρασία του στόματος (Bradley, 1993).

Το κράμα με μνήμη σχήματος (NeoSentalloy), έχει ουσιαστικά τελείως ωστενική δομή σε θερμοκρασία στόματος, ενώ το μη υπερελαστικό κράμα (Nitinol) στην ίδια θερμοκρασία αποτελείται από μαρτενσίτη, ωστενίτη και, πιθανόν, φάση R. Τα συρμάτινα τόξα NiTi με χαλκό (Copper Ni-Ti) διατίθενται σε τρεις θερμοκρασίες 27°, 35° και 40°C, που αντιστοιχούν στις τελικές θερμοκρασίες ολοκλήρωσης της μεταβολής του μαρτενσίτη σε ωστενίτη (Af θερμοκρασίες) (Brantley, 2001). Έτσι, το σύρμα των 27°C είναι χρήσιμο σε άτομα με στοματική αναπνοή, το σύρμα των 35°C ενεργοποιείται σε φυσιολογική θερμοκρασία σώματος και το σύρμα των 40°C ενεργοποιείται μόνο μετά από κατανάλωση ζεστών τροφών και ποτών. Οι θερμοκρασίες Af για τις τρεις αυτές παραλλαγές ήταν εντός 3°C από τις τιμές που αναφέρει ο κατασκευαστής (Brantley, 2001).

Τα υπερελαστικά σύρματα NiTi, συμπεριλαμβανομένων και των συρμάτων νικελίου-τιτανίου με αληθή μνήμη σχήματος, παρουσιάζουν εξαιρετική ευαισθησία στη θερμοκρασία. Έτσι, οι μεταβολές της θερμοκρασίας στόματος μπορεί να προκαλέσουν διακυμάνσεις της τάσης στα σύρματα NiTi κατά την ορθοδοντική θεραπεία. Σε πρόσφατη μελέτη, εξετάστηκαν τρία διαφορετικά υπερελαστικά σύρματα NiTi σε σταθερή θερμοκρασία και σταδιακές θερμοκρασιακές μεταβολές από 37° σε 60°C και πάλι στους 37°C, και από 37° σε 2°C και πάλι στους 37°C, έτσι ώστε να αξιολογηθούν οι επιδράσεις των θερμοκρασιακών μεταβολών στις μηχανικές ιδιότητες των συρμάτων (Iijima και συν., 2002). Βρέθηκε ότι η τάση των υπε-

These phenomena were associated with a change in the critical stress for martensite transformation induced by temperature changes. The critical stress for martensite formation appeared to increase on heating, whereas the load during the stepwise temperature changes on cooling was consistent with that measured at a corresponding constant temperature. In the stepwise temperature changes on heating, the load measured at body temperature as the final step was much higher than that measured at 37°C as an initial step. Two possible explanations were proposed to substantiate for this finding:

- a) a change in the transformation temperature of alloy because of the generation of dislocations, which were introduced by moving the interface between the martensite and austenite phases upon heating and cooling, and
- b) the inhibitory effect of restraint on the transformation.

The previous study showed that the mechanical properties of superelastic nickel-titanium wires were substantially affected by temperature changes. Meling and Odegard (1998b) came to the same conclusion, showing that some true shape memory wires continued to exert sub-baseline bending force after short-term application of cold water, and this effect remained even after 30 min of post exposure restitution. In addition, it has been indicated that the temperature of orthodontic wire increased up to 50°C with an intake of a hot drink and several minutes are required for it to return to its original temperature (Airoldi et al., 1997).

CLASSIFICATION OF THE NiTi ORTHODONTIC ARCHWIRE ALLOYS

The mechanical properties of the different types of NiTi alloys that are currently available allow an initial classification to the following categories: superelastic, non-superelastic, and true shape memory. However, this classification introduces confusion with respect to the meaning of the terms and as a result, an alternative, structured-based classification was proposed by Kusy as cited by Brantley (Brantley, 2001):

Martensitic-stabilized: the processing of this type of wires creates a stable martensitic structure and thus no



ρελαστικών συρμάτων νικελίου-τιτανίου αυξάνει με τη θέρμανση και μειώνεται με την ψύξη. Τα φαινόμενα αυτά συσχετίστηκαν με αλλαγές της κρίσιμης τάσης μεταβολής του μαρτενσίτη που προκαλείται από αλλαγές της θερμοκρασίας. Η κρίσιμη τάση για δημιουργία μαρτενσίτη φάνηκε να αυξάνει με τη θέρμανση, ενώ το φορτίο κατά τις σταδιακές μεταβολές της θερμοκρασίας με την ψύξη ήταν παρόμοιο με αυτό που μετρήθηκε σε ανίσοιχη σταθερή θερμοκρασία. Στις σταδιακές μεταβολές της θερμοκρασίας με τη θέρμανση, το φορτίο που μετρήθηκε σε θερμοκρασία σώματος ως τελική θερμοκρασία ήταν πολύ υψηλότερο από αυτό που μετρήθηκε στους 37°C ως αρχική θερμοκρασία. Δύο είναι οι πιθανές εξηγήσεις για το εύρημα αυτό:

- α) αλλαγή της θερμοκρασίας μεταβολής του κράματος λόγω δημιουργίας παρεκτοπίσεων, οι οποίες επισυνέβησαν με τη μετακίνηση της μεσόφασης μεταξύ της ωστενιτικής και μαρτενσιτικής φάσης κατά τη θέρμανση και την ψύξη, και
- β) ανασταλτική επίδραση περιοριστικών παραγόντων επί της μεταβολής.

Η προηγούμενη μελέτη έδειξε ότι οι μηχανικές ιδιότητες των υπερελαστικών συρμάτων νικελίου-τιτανίου επηρεάστηκαν ουσιαστικά από τις θερμοκρασιακές μεταβολές. Οι Meling και Odegaard (1998b) κατέληξαν στο ίδιο συμπέρασμα, δείχνοντας ότι ορισμένα σύρματα με αληθινή μνήμη σχήματος εξακολούθησαν να ασκούν δύναμη κάμψης κάτω από το βασικό όριο μετά από σύντομη εφαρμογή κρύου νερού, και το φαινόμενο αυτό παρέμεινε ακόμη και μετά από 30 λεπτά αποκατάστασης. Επιπλέον, καταδείχθηκε ότι η θερμοκρασία του ορθοδοντικού σύρματος αυξήθηκε μέχρι τους 50°C μετά από ζεστό ρόφημα και απαιτήθηκαν αρκετά λεπτά μέχρι το σύρμα να επανέλθει στην αρχική του θερμοκρασία (Airoldi και συν., 1997).

ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΩΝ ΚΡΑΜΑΤΩΝ ΤΩΝ ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΣΥΡΜΑΤΩΝ NiTi

Οι μηχανικές ιδιότητες των διαφόρων τύπων κραμάτων NiTi που κυκλοφορούν σήμερα επιτρέπουν μια αρχική ταξινόμηση στις παρακάτω κατηγορίες: υπερελαστικά, μη υπερελαστικά και με αληθινή μνήμη σχήμα-

shape memory or superelasticity is expressed. Typical representative of this category is the non-superelastic Nitinol wire.

Martensitic-active: this type of NiTi wires employs the thermoelastic effect to achieve shape memory. The temperature raise within the oral environment leads to the transformation of the martensitic back to the austenitic structure and as result the deformed arch wire returns to the starting shape. This category includes the superelastic, shape-memory wires, such as NeoSentalloy and Copper NiTi.

Austenitic-active: these alloys experience a pseudoelastic behaviour, where the martensitic structure transformation of these alloys is stress-induced resulting from the activation of the wire. Superelastic wires that do not possess thermoelastic shape memory at the oral environment temperature, such as Nitinol SE, belong to this category.

METHODS OF STUDYING THE NiTi ORTHODONTIC ARCHWIRE ALLOYS

The majority of studies investigating the mechanical properties and structural conformation of NiTi wires employed three major routes to elucidating certain aspects of the wire structure of performance. The most commonly-used method consists of deflection curves, or cantilever testing of segments of archwires under various loading patterns. The problem with this method is that it cannot differentiate the superelastic properties of archwires because this characteristic refers to the crystallographic structure of the material and not specific mechanical property.

XRD studies of archwires, provide important evidence on the crystallographic structure of the alloy. X-ray diffraction is inherently a near-surface analytical technique, since the depth of penetration of the X-ray beam is typically no greater than 50 μm and frequently less for the metals of usual interest (Eliades and Brantley, 2001).

Lastly, differential scanning calorimetry (DSC) has been increasingly used for study of nickel-titanium orthodontic archwire alloys. DSC determines enthalpies (heat absorbed or liberated) for phase or structural transformations, and the transformation temperature ranges, by measuring the differential heat flow required to maintain a sample of the



τος. Εν τούτοις, η ταξινόμηση αυτή προκαλεί σύγχυση όσον αφορά στην έννοια των όρων και, έτσι, προτάθηκε από τον Kusy μία εναλλακτική, βάσει της δομής, ταξινόμηση, όπως αναφέρει ο Brantley (Brantley, 2001):

Σταθεροποιημένης μαρτενσιτικής δομής: η κατεργασία αυτού του τύπου συρμάτων δημιουργεί σταθερή μαρτενσιτική δομή και, έτσι, αυτά δεν διαδέχονται μνήμη σχήματος ή υπερελαστικότητα. Χαρακτηριστικό αντιπροσωπευτικό της κατηγορίας αυτής σύρμα είναι το μη υπερελαστικό σύρμα Nitinol.

Ενεργού μαρτενσιτικής δομής: ο τύπος αυτός συρμάτων NiTi χρησιμοποιεί το θερμοελαστικό φαινόμενο για την επίτευξη μνήμης σχήματος. Η αύξηση της θερμοκρασίας εντός του στόματος οδηγεί στη μετάβαση από τη μαρτενσιτική στην ωστενιτική δομή με αποτέλεσμα το παραμορφωμένο σύρμα να επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα. Η κατηγορία αυτή περιλαμβάνει τα υπερελαστικά σύρματα με μνήμη σχήματος, όπως το NeoSentalloy και το Copper NiTi.

Ενεργού ωστενιτικής δομής: τα κράματα αυτά έχουν μια ψευδοελαστική συμπεριφορά, κατά την οποία η μεταβολή της μαρτενσιτικής δομής τους προκαλείται από τη δημιουργία τάσεων λόγω της ενεργοποίησης του σύρματος. Στην κατηγορία αυτή ανήκουν υπερελαστικά σύρματα που δεν διαθέτουν θερμοελαστική μνήμη σχήματος στη θερμοκρασία του στόματος, όπως το Nitinol SE.

ΜΕΘΟΔΟΙ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΩΝ ΚΡΑΜΑΤΩΝ ΤΩΝ ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΣΥΡΜΑΤΩΝ NiTi

Η πλειοψηφία των μελετών που διερευνούν τις μηχανικές ιδιότητες και τη δομή των συρμάτων NiTi ακολουθούν τρεις κύριες κατευθύνσεις μελέτης της απόδοσης ενός σύρματος. Η συνηθέστερα χρησιμοποιούμενη μέθοδος αφορά σε καμπύλες παραμόρφωσης ή δοκιμασίες ελευθέρου άκρου τμημάτων συρμάτων κάτω από διαφορετικές συνθήκες φόρτισης. Το πρόβλημα με τη μέθοδο αυτή είναι ότι δεν μπορεί να διαφοροποιήσει μεταξύ των υπερελαστικών ιδιοτήτων των συρμάτων, διότι το χαρακτηριστικό αυτό αναφέρεται στην κρυσταλλογραφική δομή του υλικού και όχι σε συγκεκριμένη μηχανική ιδιότητα.

experimental material and an inert reference material at the same temperature. This analysis provides information about the bulk material, in contrast to X-ray diffraction (Eliades and Brantley, 2001).

Nonetheless, the structure of nickel-titanium (NiTi) orthodontic wires, still constitutes a matter of dispute. Originally, it was proposed that the non-superelastic NiTi wires consisted predominantly of work-hardened martensitic NiTi, whereas the superelastic NiTi wires consisted predominantly of NiTi in the austenitic structure (Miura et al., 1986; Khier et al., 1991). However recent X-ray diffraction analyses comparing superelastic wires with non-superelastic wires in the as-received condition and under tensile strain suggest that the as-received non superelastic wires are actually predominantly austenitic NiTi, i.e., the same structure as the superelastic wires (Thayer et al., 1995). This conclusion is not supported by differential scanning calorimetric (DSC) analyses which indeed verify that the superelastic NiTi are predominantly austenitic structure and the non-superelastic wires are predominantly martensitic NiTi at both room temperature and 37°C degrees (Bradley et al., 1996). The conflicting results of these two studies may be attributed to the fact that X-ray diffraction typically analyses a near-surface region for a metal, whereas DSC provides information for the overall bulk specimen as noted previously.

INTRAORAL AGING OF NiTi ALLOYS

Several in vitro and in vivo studies have been made in order to evaluate the effects of exposure of the NiTi orthodontic archwire alloys to the oral environment and to the mechanical loading during treatment. Generally, it has been shown that the intra-oral exposure of NiTi wires alters the topography and structure of the alloy surface through surface attack in the form of pitting or crevice corrosion or formation of integuments as shown in Fig. 4 (Eliades et al., 2000). Retrieved NiTi orthodontic wires are characterized by the formation of a proteinaceous biofilm, the organic constituents of which are mainly alcohol, amides and carbonate. The elemental distribution of the biofilm complies with the formation of NaCl, KCl, and Ca-P crystalline precipitates on the wire surfaces, that alters the surface composition and topography of the wire



Μελέτες ΧRD των συρμάτων παρέχουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την κρυσταλλογραφική δομή του κράματος. Η διάθλαση ακτίνων Χ είναι εγγενώς πολύ επιφανειακή αναλυτική τεχνική, εφόσον τυπικά το βάθος διείσδυσης της δέσμης των ακτίνων Χ δεν υπερβαίνει τα 50μm, και, κατά κανόνα, είναι μικρότερο για τα μέταλλα συνήθους ενδιαφέροντος (Ηλιάδης και Brantley, 2001).

Τέλος, χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο η διαφορική θερμιδομετρία σάρωσης (DSC) για τη μελέτη των κραμάτων ορθοδοντικών συρμάτων νικελίου-τιτανίου. Το DSC καθορίζει την ενθαλπία (θερμότητα που απορροφάται ή απελευθερώνεται) μεταβολών φάσης ή δομής καθώς και το θερμοκρασιακό εύρος των μεταβολών, μετρώντας τη διαφορική ροή θερμότητας που απαιτείται για τη διατήρηση στην ίδια θερμοκρασία δείγματος του πειραματικού υλικού και ενός αδρανούς υλικού αναφοράς. Η ανάλυση αυτή παρέχει πληροφορίες σχετικά με τον κύριο όγκο του υλικού σε αντίθεση με τη μέθοδο διάθλασης ακτίνων Χ (Ηλιάδης και Brantley, 2001).

Εν τούτοις, η δομή των ορθοδοντικών συρμάτων NiTi εξακολουθεί να αποτελεί αντικείμενο διχογνωμίας. Αρχικά υποστηρίχθηκε ότι τα μη υπερελαστικά σύρματα NiTi αποτελούνταν βασικά από μαρτενσιτικό NiTi που είχε υποστεί σκλήρυνση με μηχανική κατεργασία, ενώ τα υπερελαστικά σύρματα από NiTi ωστενιτικής δομής (Miura και συν., 1986; Khier και συν., 1991). Παρόλα αυτά, αναλύσεις με διάθλαση ακτίνων Χ που συγκρίνουν υπερελαστικά και μη σύρματα, αφενός στην κατάσταση που αυτά παραλαμβάνονται και, αφετέρου, υπό εφελκυστική παραμόρφωση, υποδεικνύουν ότι τα μη υπερελαστικά σύρματα στην πρώτη περίπτωση είναι κυρίως ωστενιτικής δομής, δηλαδή έχουν την ίδια δομή με τα υπερελαστικά (Thayer και συν., 1995). Το συμπέρασμα αυτό δεν υποστηρίζεται από αναλύσεις διαφορικής θερμιδομετρίας σάρωσης (DSC), οι οποίες πράγματι πιστοποιούν ότι το υπερελαστικό NiTi έχει βασικά ωστενιτική δομή και τα μη υπερελαστικά σύρματα αποτελούνται κυρίως από μαρτενσιτικό NiTi τόσο σε θερμοκρασία δωματίου όσο και στους 37°C (Bradley και συν., 1996). Τα αντικρουόμενα αποτελέσματα αυτών των δύο μελετών μπορεί να αποδοθούν στο γεγονός ότι η διάθλαση ακτίνων Χ κατά κανόνα αναλύει περιοχή του μετάλλου κοντά στην επιφάνεια, ενώ το DSC παρέχει πληροφο-

alloy (Eliades et al., 2000).

At the wire edge opposing that engaged to the bracket, increased frequency of cracks and crevices was observed presumably due to the presence of tensile forces produced locally due to the wire engagement. These force vectors induced changes in the microstructure of the alloy evolving a reduction in grain size at the compressed locations, which extended beyond the near-surface region. Changes in grain size are well documented in the NiTi metallurgy as SIM (stress-induced martensite) where the martensitic transformation occurs below the transition temperature range (TTR) when external stress is applied (Weyman, 1993). Whether this transformation reflects an effect with clinical implications possibly related to the expression of the superelastic properties of the wire is not known.

The microscopic investigation of the metallographically-polished specimens showed that the wire surfaces engaged to the bracket slots demonstrated material loss and various modes of corrosion such as delamination, crevice, and pitting corrosion. The sites of the retrieved wires engaged to the brackets exhibited much smaller grain size compared to the etched reference wires.

Several important differences were noted in the surface profile morphology of the longitudinally-sectioned and polished wires relative to the as-received specimens. Surface regions engaged to the bracket slot showed surfaces demonstrating excessive wear, while characteristic patterns of delamination were observed. The enhanced deterioration of this specific region may be assigned to compressive forces accompanying wire activation through ligation, and possible frictional damage produced inside the slot. Alternatively, this effect may arise from plowing during sliding of NiTi alloy wire on stainless steel bracket slot. NiTi and β-Ti wire alloys are most likely to present this effect because of the presence of rough surfaces associated with the wire drawing process.

CLINICAL IMPLICATIONS OF THE SUPERELASTIC PROPERTIES AND AGING OF NiTi ALLOYS

The nickel-titanium wires have the lightest force delivery and widest elastic range of the four popular



ρίες για τον κύριο όγκο του δείγματος όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως.

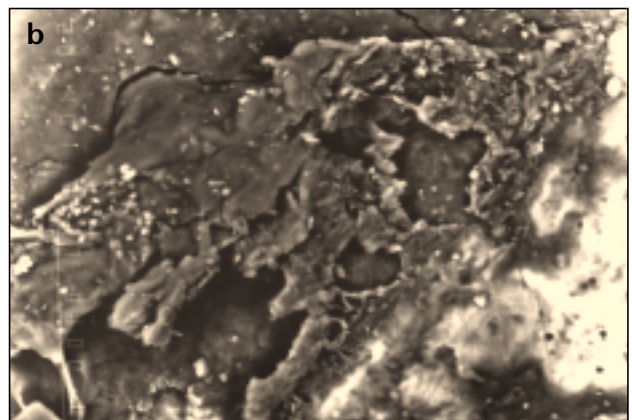
ΕΝΔΟΣΤΟΜΑΤΙΚΗ ΓΗΡΑΝΣΗ ΤΩΝ ΚΡΑΜΑΤΩΝ NiTi

Έχουν γίνει αρκετές μελέτες in vivo και in vitro για να αξιολογηθούν τα αποτελέσματα της έκθεσης των κραμάτων των ορθοδοντικών συρμάτων NiTi στο στοματικό περιβάλλον και σε μηχανική φόρτιση κατά τη θεραπεία. Γενικά, φάνηκε ότι η ενδοστοματική έκθεση των συρμάτων NiTi αλλοιώνει την τοπογραφία και τη δομή της επιφάνειας του κράματος μέσω προσβολής της επιφάνειας με τη μορφή βοδρίων ή διάβρωσης των αυλάκων ή δημιουργίας υμενίων, όπως φαίνεται στην εικόνα 4 (Eliades και συν., 2000).

Τα επανακτηθέντα ορθοδοντικά σύρματα NiTi χαρακτηρίζονται από τη δημιουργία μιας πρωτεϊνούχου βιομεμβράνης, τα οργανικά στοιχεία της οποίας είναι κυρίως αλκοόλη, αμίδες και ανθρακικά. Η κατανομή των στοιχείων της βιομεμβράνης αυτής συνάδει με τη δημιουργία NaCl, KCl και κρυσταλλικών ιζημάτων Ca-P στις επιφάνειες των συρμάτων, πράγμα που αλλοιώνει τη σύνδεση και τοπογραφία της επιφάνειας

alloys, along with outstanding springback, particularly for the shape-memory alloys. However, these wires are expensive, have poor formability, and cannot be soldered or welded (Brantley, 2001). Archwire-bracket friction is comparably high to that for beta-titanium because of the relatively rough wire surfaces that arise from the high titanium content. However, clinical studies determining the comparative sliding friction among various alloys are lacking. The only evidence currently available is not supportive of a difference in the duration of treatment in patients treated NiTi alloys possessing distinctively different surface characteristics, i.e. ion-bombarded NiTi and conventional NiTi (Kula et al., 1998).

As noted previously, rectangular NiTi archwires may be used early in treatment, to facilitate simultaneous rotation, tipping, leveling and torquing, and thus in some cases, treatment can begin with full-size rectangular wires that nearly fill the bracket slot. The superelastic and shape-memory nickel-titanium wires are particularly useful where large deflections are necessary for malpositioned teeth, whereas superelastic nickel-titanium coil springs, originally developed for orthodontics by Miura et al., (1988), have also found wide applicability. The force generated by the coil spring depends upon the wire diameter, lumen size, pitch of the open spring and the



Εικ. 4: Εικόνα δευτερογενούς εκπομπής επανακτηθέντος σύρματος NiTi μετά από έκθεση 6 μηνών στο στόμα ασθενούς.

a) παρατηρείστε την αδρή τοπογραφία και τις καθιζήσεις στην επιφάνεια του σύρματος (αρχική μεγέθυνση 80X).

b) μεγαλύτερη μεγέθυνση λεπτομέρειας της εικόνας 4a, όπου φαίνεται η πυκνή μεμβράνη υμενίων που έχει καθιζάνει στην επιφάνεια του σύρματος (αρχική μεγέθυνση 400X).

Fig 4: Secondary electron image of a retrieved NiTi wire following exposure to the intraoral environment of a patient for 6 months. a) note the rough topography and precipitations on the wire surface (Orig. Mag. 80X).

b) higher magnification of a detail of Fig 4a revealing the dense integument film precipitated on the wires surface (Orig. Mag 400X).



του κράματος του σύρματος (Eliades και συν., 2000).

Στην ακμή του σύρματος η οποία βρίσκεται απέναντι αυτής που είναι εντός του αγκυλίου παρατηρήθηκε αυξημένη συχνότητα ρωγμών και σχισμών, πιθανώς λόγω της παρουσίας εφελκυστικών δυνάμεων που δημιουργούνται τοπικά από την εμπλοκή του σύρματος εντός του αγκυλίου. Αυτά τα ανύσματα δυνάμεων προκάλεσαν αλλαγές στη μικροδομή του κράματος, οι οποίες προκάλεσαν μείωση του μεγέδους των κόκκων στις περιοχές που συμπιέστηκαν. Οι αλλαγές της μικροδομής επεκτείνονταν και πέρα από την περιοχή κοντά στην επιφάνεια. Αλλαγές του μεγέδους των κόκκων είναι καλά τεκμηριωμένες στη μεταλλουργία NiTi, ως SIM (stress-induced martensite – μαρτενσίτης που δημιουργείται λόγω τάσης), όπου η μαρτενσιτική μεταβολή επισυμβαίνει κάτω από το θερμοκρασιακό εύρος μετάβασης (TTR - transition temperature range) με την εφαρμογή εξωτερικής τάσης (Weyman, 1993). Δεν είναι γνωστό κατά πόσον αυτή η μεταβολή αντικατοπτρίζει ένα φαινόμενο με κλινική σημασία που σχετίζεται πιθανώς με την έκφραση των υπερελαστικών ιδιοτήτων του σύρματος.

Μικροσκοπική διερεύνηση των μεταλλογραφικά σιλιβωμένων δειγμάτων έδειξε ότι οι επιφάνειες του σύρματος που ήταν εντός της σχισμής του αγκυλίου παρουσίαζαν απώλεια υλικού και διάβρωση διαφόρων τύπων, όπως αποστρωμάτωση, σχισμές και βελονοειδή διάβρωση. Τα σημεία των επανακτηθέντων συρμάτων που βρίσκονταν εντός του αγκυλίου είχαν μικρότερο μέγεθος κόκκων συγκριτικά με τα αδροποιημένα σύρματα αναφοράς.

Αρκετές σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν στην επιφανειακή μορφολογία της πλάγιας όψης συρμάτων στα οποία έγιναν επιμήκεις τομές και ακολούθησε λείανση συγκριτικά με τα δείγματα στην κατάσταση που αυτά παραλαμβάνονται από το στόμα. Επιφανειακές περιοχές που βρίσκονται εντός της σχισμής του αγκυλίου παρουσίασαν εκσεσημασμένη φθορά, ενώ παρατηρήθηκαν, ακόμη, χαρακτηριστικά σχήματα αποστρωμάτωσης. Η διευκόλυνση της φθοράς των συγκεκριμένων περιοχών μπορεί να αποδοθεί σε δυνάμεις συμπίεσης που εμφανίζονται μετά από ενεργοποίηση του σύρματος κατά την πρόσδεσή του, καθώς και σε πιθανή φθορά λόγω τριβής που επισυμβαίνει μέσα στη σχισμή του αγκυλίου. Εξάλλου, το

martensite transformation temperature. These springs can exert constant light, continuous force over a very wide range, providing an optimal appliance for tooth movement under appropriate clinical conditions. However, it has been found that the force delivery of the superelastic coil springs can be substantially affected by small changes in temperature (Brantley, 2001).

A concern has been expressed on the effect of intraoral aging as analysed in the foregoing section, which involves severe surface and structural alterations of the wires, on the martensite-austenite phase transformation characteristics and proportions. Evidence on this issue is lacking, however, a recent study investigating the phase transformation of NiTi endodontic rotary NiTi files reported that files exposed to clinically-simulated procedures presented similar percentage of phase transformation to that found for the as-received products (Brantley et al., 2002). The exposure of endodontic files to the intraoral environment is vastly irrelevant to the archwire application because of the duration and potency of affecting variables, thus, further research on this issue is required before a definitive consensus is reached.

In addition, the mechanical properties of the nickel-titanium archwires that have been previously discussed, and mainly the superelastic property, refer mostly to a laboratory level and were basically observed in vitro. Clinical studies focusing on the assessment of the rate of tooth movement during treatment using different archwire alloys, showed no significant differences among superelastic, nonsuperelastic NiTi wires, and multistranded stainless steel wires (Cobb et al., 1998). Others have concluded that superelasticity bears little or no clinical importance for torque applications, since at least 45° of activation was required to show deactivation plateau (Meling and Odegaard, 1998a). Lastly, three-point bending studies showed that superelastic wires required at least 2mm of deflection to exhibit a plateau region (Tonner and Waters, 1994). Support to the foregoing conclusion has been provided by a study revealing that that many superelastic wires exhibit no superelastic properties in vivo, or at least no advantage over conventional NiTi wires (Segner and Ibe, 1995). These wires required a tooth displacement of at least 1mm to express a plateau region and a force level at the plateau reached 500



φαινόμενο αυτό μπορεί να προέλθει από τη δημιουργία αυλακώσεων κατά την ολίσθηση του σύρματος από κράμα NiTi εντός σχισμής αγκυλίου από ανοξείδωτο χάλυβα. Κράματα συρμάτων NiTi και β-Ti έχουν τις περισσότερες πιθανότητες να εμφανίσουν αυτό το φαινόμενο λόγω της παρουσίας αδρών επιφανειών που σχετίζονται με την επεξεργασία του κράματος κατά την ελασματοποίησή του.

ΚΛΙΝΙΚΗ ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΩΝ ΥΠΕΡΕΛΑΣΤΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΚΑΙ ΤΗΣ ΓΗΡΑΝΣΗΣ ΤΩΝ ΚΡΑΜΑΤΩΝ NiTi

Τα σύρματα νικελίου-τιτανίου αποδίδουν τις ηπιότερες δυνάμεις και έχουν το μεγαλύτερο ελαστικό εύρος από τα τέσσερα δημοφιλή κράματα. Επίσης, διαδέχονται εξαιρετική ικανότητα επαναφοράς, ιδιαίτερα τα κράματα με μνήμη σχήματος. Εν τούτοις, τα σύρματα αυτά είναι ακριβά, έχουν μικρή ικανότητα διαμόρφωσης και δεν μπορούν να υποστούν συγκόλληση ή τήξη (Brantley, 2001). Η τριβή αγκυλίου-σύρματος είναι εξίσου υψηλή με αυτή των συρμάτων βήτα-τιτανίου, λόγω των σχετικά αδρών επιφανειών σύρματος που οφείλονται στη μεγάλη περιεκτικότητα τιτανίου. Παρόλα αυτά, δεν υπάρχουν κλινικές μελέτες που να καθορίζουν τη συγκριτική τριβή ολίσθησης μεταξύ διαφόρων κραμάτων. Τα μόνα επί του παρόντος διαθέσιμα στοιχεία δεν αποκαλύπτουν διαφορές στη διάρκεια της θεραπείας ασθενών κατά την οποία χρησιμοποιήθηκαν κράματα NiTi με τελείως διαφορετικά χαρακτηριστικά επιφανείας, δηλαδή NiTi βομβαρδισμένο με ιόντα και συμβατικό NiTi (Kula και συν., 1998).

Όπως ειπώθηκε προηγουμένως, τα τετράγωνα σύρματα NiTi είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν στην αρχή της θεραπείας για να διευκολύνουν την ταυτόχρονη διόρθωση στροφών και αποκλίσεων, την επιπέδωση και την απόδοση του torque και, έτσι, σε ορισμένες περιπτώσεις, η θεραπεία μπορεί να ξεκινήσει με τετράγωνα σύρματα μεγάλης διατομής που σχεδόν πληρούν τελείως τη σχισμή του αγκυλίου. Τα υπερελαστικά και τα σύρματα νικελίου-τιτανίου με μνήμη σχήματος είναι ιδιαίτερα χρήσιμα εκεί όπου απαιτούνται μεγάλες παραμορφώσεις του σύρματος σε εκτεταμένο συνωστισμό, ενώ και τα υπερελαστικά περιελιγμένα

gr, a magnitude far beyond the typical limits of orthodontic force application, whereas others have estimated a maximum vertical force of 390 gr, by simulating 1mm and 2mm crowding with 20° angulation (Schumacher et al., 1992). Thus, in vivo studies revealed no superelastic behavior of superelastic NiTi wires and no differences on tooth migration in cases treated with these wires compared to the therapeutic results of the conventional NiTi wires.

REFERENCES

- Airoldi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:58-63.
- Andreasen GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthod* 1972;42:172-177.
- Andreasen GF, Heilman H, Krell D. Stiffness changes in thermodynamic nitinol with increasing temperature. *Angle Orthod* 1985;55:120-126.
- Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:1373-5.
- Bradley TG. A differential scanning calorimetric determination of the phase transformation temperature ranges in superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic arch wires. Master of science. Thesis. Columbus. 1993.
- Bradley TG, Brantley WA, Culbertson B. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelasticity nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:589-597.
- Brantley WA, Webb CS, Soto U, Cai Z, McCoy BP. X-ray diffraction analyses of Copper Ni-Ti orthodontic wires. *J Dent Res* 1997;76:401.
- Brantley WA. Orthodontic wires, in: Brantley WA, Eliades T (eds) *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Stuttgart (Germany): Thieme 2001:91-99.
- Brantley WA, SvecT, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetry of new and used nickel-titanium rotary files. *J Dent Res* 2002; 80 (AADR abstracts):3854.
- Burstone CJ. Variable modulus orthodontics. *Am J*



ελατήρια NiTi, που αρχικά δημιούργησαν για ορθοδοντική χρήση οι Μιυτα και συν., (1998), έτυχαν ευρείας εφαρμογής. Η δύναμη που ασκείται από το ελατήριο εξαρτάται από τη διάμετρο του σύρματος, το μέγεθος του αυλού, το βήμα του ανοικτού ελατηρίου και τη θερμοκρασία μαρτενσιτικής μεταβολής. Τα ελατήρια αυτά είναι σε θέση να ασκούν σταθερή, ήπια, συνεχή δύναμη σε μεγάλο εύρος, παρέχοντας τη βέλτιστη συσκευή για οδοντική μετακίνηση υπό τις κατάλληλες κλινικές συνθήκες. Εν τούτοις, βρέθηκε ότι η απόδοση δύναμης των υπερελαστικών περιελιγμένων ελατηρίων μπορεί να επηρεαστεί ουσιαστικά από μικρές μεταβολές της θερμοκρασίας (Brantley, 2001).

Ανησυχία προκαλεί, επίσης, η επίδραση του φαινομένου ενδοστοματικής γήρανσης - όπως αναλύθηκε προηγουμένως, και αφορά σε σημαντικές επιφανειακές και δομικές αλλοιώσεις των συρμάτων - στα χαρακτηριστικά της μεταβολής φάσης μαρτενσίτη-ωστενίτη και στις αναλογίες. Δεν υπάρχουν επαρκή δεδομένα για το θέμα αυτό. Εν τούτοις, μια πρόσφατη μελέτη που διερευνά τη μεταβολή φάσης του NiTi στις ενδοδοντικές περιστροφικές ρίνες NiTi αναφέρει ότι οι ρίνες που εκτέθηκαν σε συνθήκες κλινικής προσομοίωσης παρουσίασαν παρόμοιο ποσοστό μεταβολής φάσης με αυτό ρινών που επανακτήθηκαν μετά από κλινική χρήση (Brantley και συν., 2002). Η έκθεση ενδοδοντικών ρινών στο στοματικό περιβάλλον δεν έχει καμία σχέση με την εφαρμογή του συρμάτινου τόξου, λόγω της διάρκειας και του δυναμικού των παραμέτρων που επιδρούν. Έτσι, απαιτείται περαιτέρω έρευνα στο θέμα αυτό προτού υπάρξει ομοφωνία.

Επιπλέον, οι μηχανικές ιδιότητες των συρμάτων νικελίου-τιτανίου που συζητήθηκαν προηγουμένως, και κυρίως η υπερελαστική ιδιότητα, αναφέρονται ουσιαστικά σε εργαστηριακό επίπεδο και παρατηρήθηκαν κατά βάση *in vitro*. Κλινικές μελέτες σχετικά με την αξιολόγηση του ρυθμού οδοντικής μετακίνησης κατά τη θεραπεία με τη χρήση διαφορετικών κραμάτων συρμάτων δεν έδειξαν σημαντικές διαφορές μεταξύ υπερελαστικών, μη υπερελαστικών συρμάτων NiTi και πολύκλωνων συρμάτων ανοξειδωτού χάλυβα (Cobb και συν., 1998). Άλλοι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η υπερελαστικότητα έχει μικρή ή και καθόλου κλινική σημασία στην εφαρμογή ροπής στρέψης (torque), εφόσον απαιτούνταν τουλάχιστον

Orthod 1981;80:1-16.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. Am J Orthod 1983;84:95-103.

Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire-a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87:445-52.

Cobb III HW, Kula KS, Phillips C, Proffit WR. Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni;Ti archwires for initial alignment. Clin Orthod Res 1998;1:12-19.

Eliades G, Brantley WA. Instrumental techniques for study of orthodontic materials, in: Brantley WA, Eliades T (eds) Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Thieme;2001:50-74.

Eliades T, Eliades G, Athanasiou A, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. Eur J Orthod 2000;22:317-326.

Goldstein D, Kabakoff L, Tydings J. Stress effects on nitinol phase transformations. J Met 1987;39:19-26.

Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Mizoguchi I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. Dent Mater 2002;18:88-93.

Kapilla S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:100-109.

Khier S, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;99:310-318.

Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;114:577-581.

Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel titanium archwires tested in torsion. Angle Orthod 1998a;68:369-76.

Meling TR, Odegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998b;113:546-557.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod 1986;90:1-10.



45° ενεργοποίησης μέχρι να εμφανιστεί plateau απε-νεργοποίησης (Meling και Odegaard, 1998a). Τέλος, μελέτες κάμψης τριών σημείων έδειξαν ότι τα υπερελαστικά σύρματα απαιτούσαν τουλάχιστον 2 χιλ. παραμόρφωσης μέχρι να εμφανιστεί περιοχή plateau (Tonner και Waters, 1994). Αυτό επιβεβαιώνεται και από μελέτη που αποκαλύπτει ότι πολλά υπερελαστικά σύρματα δεν παρουσιάζουν υπερελαστικές ιδιότητες in vivo ή, τουλάχιστον, δεν έχουν πλεονεκτήματα έναντι των συμβατικών συρμάτων NiTi (Segner και Ibe, 1995). Τα σύρματα αυτά απαιτούν οδοντική μετακίνηση τουλάχιστον 1 χιλ. μέχρι να εμφανιστεί περιοχή plateau στα σύρματα αυτά και το επίπεδο της δύναμης στο plateau έφτανε τα 500 γρ, μέγεθος που ξεπερνά κατά πολύ τα τυπικά όρια εφαρμογής ορθοδοντικής δύναμης. Άλλοι ερευνητές υπολόγισαν μέγιστη κατακόρυφη δύναμη 390 γρ. σε συνθήκες προσομοίωσης συνωστισμού 1 χιλ. και 2 χιλ. με γωνίωση 20° (Schumacher και συν., 1992). Έτσι, οι in vivo μελέτες δεν έδειξαν υπερελαστική συμπεριφορά των υπερελαστικών συρμάτων ούτε διαφορές στην οδοντική μετακίνηση σε περιπτώσεις που θεραπεύτηκαν με τα σύρματα αυτά συγκριτικά με τα θεραπευτικά αποτελέσματα των συμβατικών συρμάτων NiTi.

Διεύθυνση για ανάτυπα:

Δρ. Θ. Ηλιάδης
Ορθοδοντικός
Αγνώστων Ηρώων 57
14231 Νέα Ιωνία

- Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The superelastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part 3. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod* 1988;94:89-96.
- Miyazaki S, Otsuka K. Deformation and transition behavior associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. *Met Trans* 1986;17A:53-63.
- Otsuka K. Introduction to the R phase transition, in: Duerig TW, Melton KN, Stockel D, and Wayman CM (eds). *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*. London: Butterworth-Heinemann 1990:36-45.
- Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1960;45:881-900.
- Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Dektivierungsverhalten und effektivität verschiedener orthodontischer nivellierungsbogen-eine dynamische analyse der kraftsysteme. *Fortsch Kiefer* 1992;53:273-285.
- Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995;17:395-402.
- Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics. *Aust Dent J* 1952;56:291-304.
- Thayer TA, Bagby MD, Moore RN, DeAngelis RJ. X-ray diffraction of nitinol orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995;107:604-12.
- Tonner RIM, Waters NE. The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod* 1994;16:409-419.
- Weyman CM. Shape memory alloys. *Mat Res Soc Bul* 1993;18:49-56.

Reprint requests to:

Dr. T. Eliades
57 Agnoston Hiroon Street
GR-14231 Nea Ionia
Greece