

*Vito Antonio Malagnino
*Paola Passariello
*Giuseppe Cantatore

* Università degli Studi di Roma - La Sapienza
Istituto di Clinica Odontoiatrica
Direttore: Prof. Giovanni Dolci
Cattedra di Odontoiatria Conservatrice
Titolare: Prof. Guido Goracci

Corrispondenza:
Dr. Vito Antonio Malagnino
00161 Roma - Viale Ippocrate, 97
Tel. 06/4469955 - Fax 06/4457464

NOTA 1

Caratteristiche delle leghe nichel-titanio in relazione al loro possibile impiego endodontico

Features of nichel-titanium alloys with regard to their possible endodontic use

RIASSUNTO

Sono stati recentemente proposti degli strumenti endodontici ottenuti utilizzando una lega NiTi 55-45; questa lega è dotata di una proprietà particolare, la superelasticità, che dipende dalla peculiare struttura cristallografica di questo materiale. La superelasticità permette praticamente di eliminare la forza di reazione elastica del materiale, forza che impedisce agli strumenti tradizionali in acciaio di lavorare nei canali curvi in maniera equilibrata sull'intera parete lungo tutto il tragitto canalare, determinando la loro tendenza a rettificare il canale ed il rischio di modificare l'anatomia e la posizione dell'apice. La superelasticità dovrebbe permettere di realizzare, in presenza di qualsiasi anatomia canalare, un taglio di tipo perimetrale.

Per sfruttare la proprietà di superelasticità del materiale è necessario che lo strumento venga fatto lavorare in condizione di carico costante, condizione che può essere ottenuta con un movimento di rotazione continua.

Parole chiave: Endodonzia.
Materiali dentali.

ABSTRACT

John McSpadden has recently proposed some endodontic instruments using only a nickel-titanium alloy. Through spectrographic and spectrophotometric analysis, it was established that the used alloy belongs to the family of NiTi 55-45 alloys; this consents the ability to delineate the physic and mechanic behaviour. It is made up of an intermetallic compound with NiTi formula, that at its solid state can exist in different crystalline forms, whose presence and percentage depend on the temperature and on the mechanic and thermal processes that the material undergoes. In the range of temperature of clinical use, the NiTi alloys can crystallize in a body centered cubic lattice called austenite, or in a close packed hexagonal lattice called martensite or in an

intermediary phase called R-phase (made up in its time of a series of intermediate phases determined by the rearranging of the crystallographic structure). Each crystalline phase exists in its precise temperature interval; transformation process of a phase into another occurs between two definite temperatures; these two temperatures are called starting temperature and finishing temperature of transformation. If the temperature in which the material is found, is inside the interval between the starting and the finishing temperature of the austenitic transformation (A_s - A_f), the alloy finds itself in an instable state, in which through the administration of energy it is possible to induce a phase transformation. This transformation can occur not only after the administration of thermal energy, but also when the material is administered mechanical energy, through the application of a charge that induces a deformation. The modification of the crystallographic structure, determined by the application of an external charge, corresponds initially to a rearrangement of the crystallographic structure of the R-phase and successively to a martensitic transformation. In the interval of the A_s - A_f temperature, this transformation results reversible after the removal of the charge; since the alloy finds itself in an instable phase condition. This behaviour of the crystallographic structure determines a particular flow of the charge/deformation curve of the NiTi 55-45 alloys (Fig. 2-3); that is characterized by the presence of a practically horizontal section (that corresponds to the moment when the transformation of phase occurs). This indicates that the deformation of the material occurs at a more or less constant charge. This phenomenon is at the base of a particular behaviour of the NiTi 55-45 alloys, indicated as superelasticity or pseudoelasticity, that can occur when the temperature of the material is included in the A_s - A_f interval. In these conditions the application of an external charge of an intensity higher than that which causes the beginning of martensitic transformation, determines a deformation that proceeds at constant charge. When the charge is eliminated, because of the reversibility of crystalline phase transformation, the mate-

rial reassumes its initial morphology, without maintaining any permanent deformation (Fig. 3-4).

To take advantage of superelasticity in the manufacturing of endodontic instruments, it is necessary to use a NiTi 55-45 alloy, whose A_s - A_f interval comprehends temperatures of clinical use; it is also necessary to use the instrument in a constant charge state, whose intensity is almost equal to that which induces the beginning of the martensitic transformation. This can be obtained by applying a charge of torsional type, a condition that can be reached by a continuous rotation movement. From the superelasticity property of NiTi 55-45 alloys, derives an important characteristic of the preparation instruments obtained with this material. Since the deformation is produced by a constant charge, when the condition of superelasticity exists, if instrument finds itself in a curved canal, during continuous rotation movement (and thus existing its superelasticity) the instrument has no tendency to straighten itself. Thus it is practically cancelled the elastic reaction of the material. This means that with NiTi 55-45 alloy instruments and with the technique of continuous rotation, the force that makes the instrument work prevalently against the external wall of the canal curve, is practically eliminated. This force forbids traditional stainless-steel instruments to work in a balanced manner on the whole canal wall, determining their tendency to straighten the canal and the risk to change position and anatomy of the apex.

Another element that characterizes the mechanical behaviour of the NiTi 55-45 alloys and that determines a difference in the behaviour of the instruments obtained with this alloys compared to that of stainless-steel instruments is the elasticity behaviour. Being the elastic deformation limit of NiTi alloys higher than that of stainless-steel, a nickel-titanium instrument can work in a canal with an extremely sharp curvature undergoing an elastic deformation, where a stainless-steel instrument would undergo a plastic deformation (Fig. 5). The absence of plastic deformation determines that even in a canal with a sharp curve the instrument can work in a continuous rota-

Malagnino VA, Passariello P, Cantatore G.
Caratteristiche delle leghe nichel-titanio in
relazione al loro possibile impiego endodon-
tico. *G It Endo* 1994; 1: 10-15

tion, since moment by moment, the tip and the body of the instrument maintain the same space position.

The property of superelasticity, that characterizes the NiTi 55-45 alloy, should allow the instruments manufactured with this type of material, to adapt themselves to any canal anatomy, thus always permitting a perimetral type of cut. This should make it possible during the canal preparation to respect the initial anatomy of the canal, without modifying its original trajectory and without determining an alteration of anatomy and position of the apex. It should also be possible to maintain, along the whole canal trajectory, dentinal walls of remarkable thickness without any dental weakening.

Key words: Endodontics.

Dental materials.

John McSpadden ha recentemente proposto un sistema di strumenti per la preparazione e l'otturazione canalare che sfrutta le proprietà particolari delle leghe di nichel e titanio, leghe che hanno già trovato applicazione in campo medico, ad esempio per la realizzazione di placche e fili per la sintesi ossea in chirurgia ortopedica e per la costruzione di fili da utilizzare nella prima fase della terapia ortognatodontica (1, 2).

Queste leghe, basate su uno studio originale sulle proprietà dei composti intermetallici effettuato da Buehler (3, 4, 5, 16) nel 1960 al Naval Ordinance Laboratory di Silver Spring Maryland, furono inizialmente denominate Nitinol.

Nel 1971 Andreasen (7-9) ha proposto l'uso di una lega Nitinol 55 (contenente 55% di nichel, 1,5% di cobalto, il resto essendo costituito da titanio) per la realizzazione di fili ortodontici, prodotti e commercializzati dalla Unitek Corporation sotto il nome commerciale di Nitinol.

Leghe NiTi 55-45

Negli anni successivi, apportando lievi modificazioni nella composizione e nei trattamenti termici e meccanici ai quali la lega viene sottoposta durante la lavorazione, è

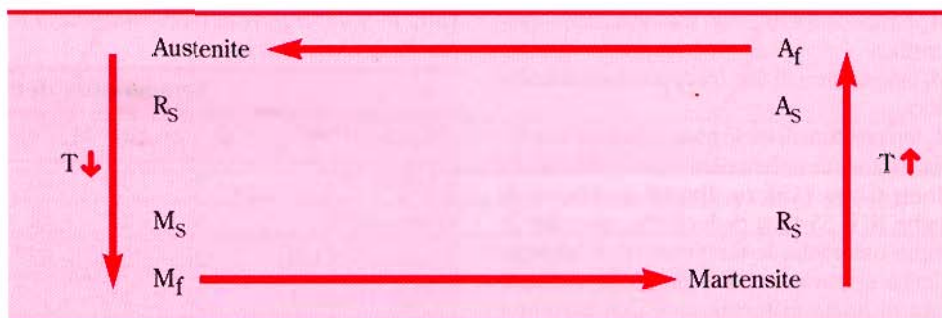


Fig. 1 - Variazione della struttura cristalllografica delle leghe NiTi 55-45 al variare della temperatura.

stato possibile, in conseguenza delle modificazioni strutturali ottenute, mettere a punto nuove leghe le cui proprietà si adattano maggiormente alle necessità cliniche tra cui Chinese NiTi, Japanese NiTi, Ormco NiTi, Elastinol, Titanal, Super Nitane. Queste leghe appartengono alla famiglia delle leghe NiTi 55-45, di composizione equiatomiche di nichel e titanio corrispondente approssimativamente al 55% in massa di nichel ed al 45% in massa di titanio.

Per stabilire se la lega con cui sono stati realizzati gli strumenti proposti da Mc Spadden appartiene a questa famiglia di leghe sono state effettuate un'analisi qualitativa ed una determinazione quantitativa del titanio.

Uno strumento n° 30 è stato sottoposto ad analisi spettrografica per determinare la composizione della lega. L'analisi ha messo in evidenza che gli elementi predominanti sono nichel e titanio; sono presenti anche magnesio, manganese ed argento in tracce (p.p.m.). Il dosaggio del nichel e del titanio è stato effettuato con metodo spettrofotometrico ed il titolo in titanio è risultato del 44,5%. Quindi si può concludere che si tratta di una lega NiTi 55-45.

Caratteristiche delle leghe NiTi 55-45

L'appartenenza della lega di cui sono costituiti gli strumenti proposti alla categoria delle leghe NiTi 55-45 permette di delinearne il comportamento fisico e meccanico (10).

Si tratta di un composto intermetallico di

formula NiTi, che allo stato solido esiste in tre fasi cristalline, la cui presenza e percentuale dipendono a riposo dall'intervallo di temperatura e dalla storia del materiale, cioè dai processi meccanici e termici ai quali è stato sottoposto sia durante le fasi di fabbricazione sia durante la sua vita. Per processi meccanici e termici si intendono sia quelli che si verificano durante i procedimenti di fabbricazione che quelli indotti dall'impiego operativo. Nell'ambito delle temperature di impiego clinico la lega NiTi può cristallizzare o in un reticolo cubico a corpo centrato (B_2) detto austenite, o in un reticolo esagonale compatto detto martensite, o in una fase intermedia detta fase R, che è composta a sua volta da una serie di fasi intermedie che si trasformano l'una nell'altra, senza che questo implichi una variazione di forma cristalllografica, determinando un riarrangiamento della struttura prodotto dallo spostamento degli atomi di Ni e Ti su piani gemellari cioè su piani cristallini opposti e paralleli della struttura reticolare secondo direzioni cristalllografiche ben definite (11, 12). Ciascuna fase cristallina esiste in un ben determinato intervallo di temperatura ed il processo di trasformazione di una fase in un'altra può avvenire nell'ambito compreso fra due temperature definite come temperatura di inizio e temperatura di fine trasformazione (Fig. 1) (13, 14).

Tali temperature sono state indicate per convenzione internazionale come:

A_s temperatura di inizio trasformazione austenitica

A_f temperatura di fine trasformazione austenitica

M_s temperatura di inizio trasformazione martensitica

M_f temperatura di fine trasformazione martensitica

R_s temperatura di inizio trasformazione fase R. Da uno studio elettroresistivo condotto da Rong Chen (15) su diversi campioni di leghe NiTi 55-45 si deduce che, per tutte le leghe osservate, le temperature di impiego clinico si trovano al di sopra della temperatura di inizio di formazione dell'austenite (A_s) e quindi in queste condizioni è presente anche austenite (Tab. 1).

Se la temperatura di impiego clinico si trova all'interno dell'intervallo (A_s - A_f) a cui avviene la trasformazione cristallografica, la lega si trova in uno stato instabile e quindi variazioni energetiche, quali somministrazione di calore o di energia meccanica, quale quella che induce una deformazione, producono una variazione della percentuale di ciascuna fase presente.

Quando una lega metallica subisce una deformazione prodotta da un carico esterno, nella maggior parte dei casi si determina uno scorrimento all'interno della struttura cristallina, mentre nel caso delle leghe NiTi la deformazione che si produce se la temperatura è compresa tra A_s e A_f è il risultato di due meccanismi concorrenti: un iniziale riaggiustamento della struttura cristallografica della fase R in una delle sue molteplici forme intermedie differenti tra loro, che comunque non porta ad una trasformazione di fase, ed una successiva trasformazione di fase martensitica, che comporta invece un cambiamento di fase e quindi di struttura cristallina.

Queste trasformazioni, nell'intervallo di temperatura suddetto, sono completamente reversibili per la tendenza della struttura a ritornare alla fase iniziale energeticamente più stabile (10,16-19).

Questo comportamento giustifica l'andamento della curva carico-deformazione ipotizzato da Miyazaki e Wayman (12) (Fig. 2). In questa curva si evidenziano due tratti caratteristici: il tratto indicato come Fase I rappresenta l'intervallo di riarrangiamento della fase R, il tratto indicato come Fase II rappresenta la trasformazione martensitica. Il fatto che in questi tratti l'andamento della curva di deformazione sia orizzontale indica

Tab. 1 - Temperature di trasformazione di fase di alcune leghe NiTi 55-45 [da Rong Chen (15)].

Temperature di trasformazione di fase										
Materiali	R_s (°C)	SD	M_s (°C)	SD	M_f (°C)	SD	A_s (°C)	SD	A_f (°C)	SD
Chinese NiTi	35	± 3.0	-60	± 2.5	-105	± 2.5	-1	± 2.0	37	± 3.0
Ormco NiTi	20	± 2.0	-42	± 3.0	-95	± 2.5	6	± 2.5	22	± 3.0
Elastinol (Masel)	29	± 2.5	-63	± 1.5	-110	± 5.0	7	± 3.0	30	± 4.0
Nitinol (Unitek)	59	± 1.0	-43	± 1.5	-110	± 3.5	27	± 3.0	62	± 2.0
Titanal (Lancer)	40	± 2.0	-105	± 2.5	-110	± 3.5	-5	± 3.0	31	± 3.0
Super Nitane (Ortho-source)	43	± 1.5	-60	± 5.5	-128	± 3.5	2	± 6.0	50	± 3.0
Marsenol (GTI)	72	± 2.5	-30	± 2.5	-180	± 4.0	10	± 2.5	50	± 6.5

* Ormco, Glendora, Calif.
Masel, Bristol, Penn.
Unitek, Monrovia, Calif.
Lancer, Carlsbad, Calif.
Ortho-source, N. Hollywood, Calif.
GTI, Sarasota, Florida

che in tali intervalli avviene una deformazione del materiale a carico costante.

Questo fenomeno è alla base della proprietà di superelasticità o pseudoeasticità che, insieme alla memoria di forma, costituiscono le due proprietà caratteristiche delle leghe NiTi e le distinguono nettamente dagli acciai.

Superelasticità

Quando una lega NiTi viene sottoposta ad una deformazione nell'intervallo di temperatura compreso tra A_s e A_f , cioè quando il reticolo cristallino si trova in una condizione di instabilità di forma, si determina un passaggio dalla struttura cristallografica caratteristica della fase austenitica (B_2) verso la fase martensitica che ha inizio quando il carico applicato supera un valore determinato, che corrisponde al valore di carico indicato nella figura 3 come σ_A e alla deformazione elastica ϵ_A . Da questo punto in poi, in conseguenza della trasformazione martensitica in atto, pur non aumentando in maniera significativa il carico, la deformazione aumenta, cioè si verifica una deformazione a carico costante.

Diminuendo il carico la lega NiTi ritorna

verso la conformazione originale senza mantenere alcuna componente di deformazione permanente, in conseguenza del ritorno della struttura del reticolo cristallino verso la fase austenitica, in quanto ci troviamo all'interno dell'intervallo A_s - A_f , intervallo in cui avviene la trasformazione austenitica. Questo comportamento giustifica l'andamento della curva carico-deformazione nel tratto AB (Fig. 3) (20, 16, 21, 11, 12, 22).

Per chiarire la differenza di comportamento tra un materiale elastico ed un materiale dotato di superelasticità possiamo confrontare le curve carico-deformazione di un acciaio, di una lega NiTi all'interno dell'intervallo A_s - A_f e di una lega NiTi al di sotto di tale intervallo (Fig. 4) (20). La curva carico-deformazione dell'acciaio mostra che una volta superato il limite elastico, posto in questo caso in corrispondenza di una flessione di circa 20°, si determina una deformazione plastica irreversibile; infatti eliminando il carico, da una flessione di circa 80° permane una deformazione residua di circa 60°, come conseguenza del solo recupero della componente elastica della deformazione.

La curva di deformazione di una lega NiTi al di sotto dell'intervallo A_s - A_f non mostra un punto di evidente transizione da una deformazione di tipo elastico ad una defor-

mazione di tipo plastico pur presentando, alla rimozione del carico, una evidente deformazione residua.

La curva di deformazione di una lega NiTi all'interno dell'intervallo A_s-A_f mostra che, anche se si osserva una evidente variazione della pendenza della curva che potrebbe essere interpretata come l'inizio di una deformazione plastica, quindi permanente, all'atto della rimozione del carico la lega recupera quasi totalmente la sua forma originale, proprio perché la variazione di pendenza rilevata, in realtà corrisponde all'inizio della trasformazione martensitica, che in queste condizioni è reversibile con la sola eliminazione del carico (questo è il fenomeno della superelasticità).

Memoria di forma

Da quanto detto una lega NiTi può subire una deformazione plastica quando viene applicato un carico al di sotto dell'intervallo A_s-A_f ; se però il materiale tramite riscaldamento viene portato ad una temperatura che si trova all'interno di questo intervallo, tale deformazione diviene reversibile. Questo fenomeno costituisce la seconda proprietà caratteristica delle leghe NiTi e viene indicata come memoria di forma ed è la conseguenza del processo di reversione, innescato dall'energia termica, della trasformazione martensitica e del ripristino della morfologia iniziale della fase R (12,23-26). Questo fenomeno viene sfruttato in Ortodonzia, ma non ha interesse in campo endodontico.

Proprietà delle leghe NiTi applicate agli strumenti endodontici

Per sfruttare la proprietà di superelasticità della lega NiTi 55-45 è innanzi tutto necessario utilizzare una lega NiTi il cui intervallo A_s-A_f comprenda le temperature di impiego clinico. Inoltre si deve lavorare in condizioni nelle quali lo strumento sia sottoposto ad un carico il cui valore minimo sia pari almeno al carico necessario ad indurre l'inizio della trasformazione martensitica; ciò può essere ottenuto, per esempio, mante-

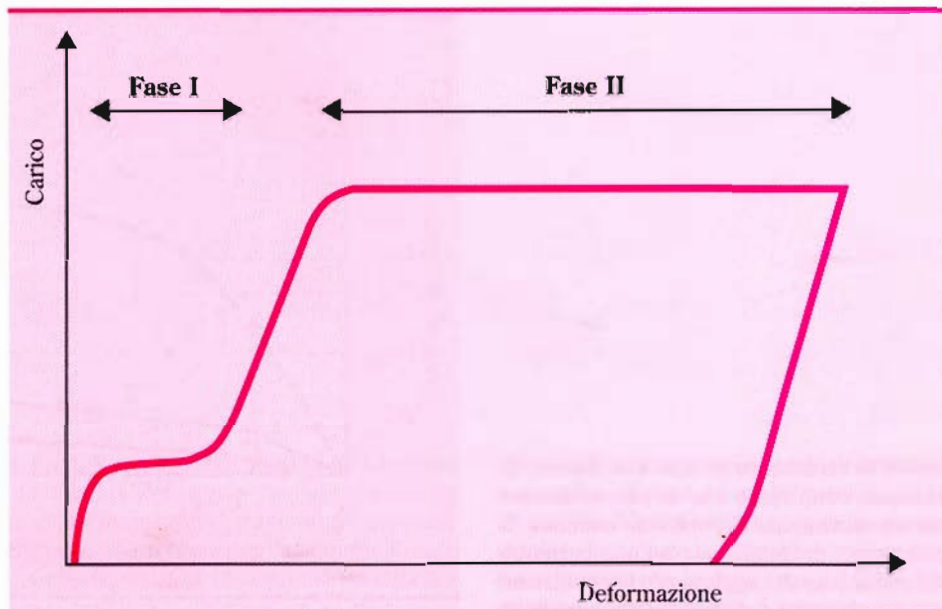


Fig. 2 - Curva carico-deformazione teorica delle leghe NiTi [da Miyazaki, Wayman (12)].

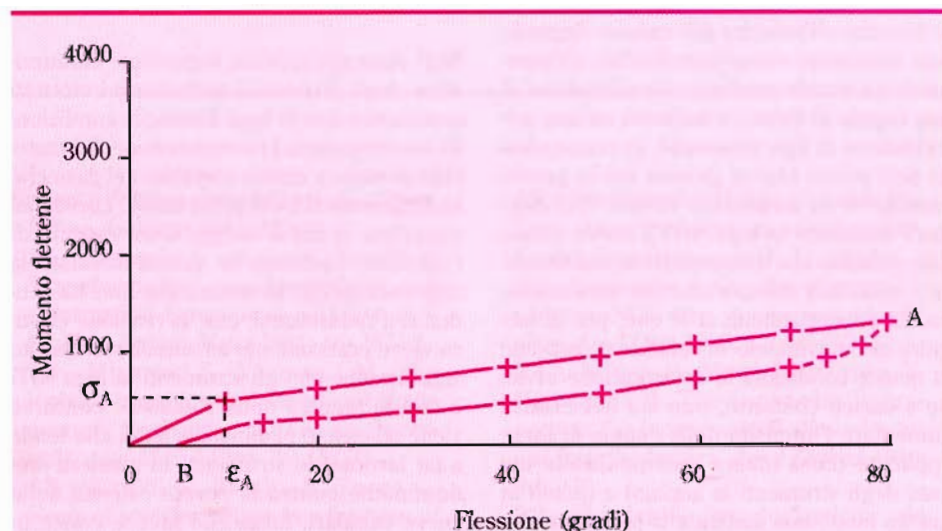


Fig. 3 - Curva carico-deformazione di una lega NiTi nell'intervallo di temperatura A_s-A_f [da Burstone et al. (20)].

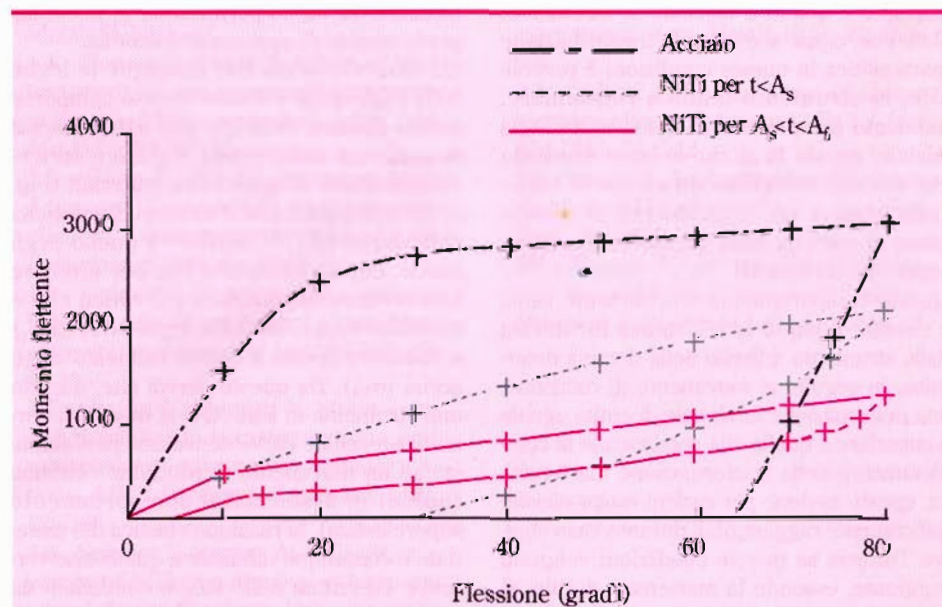


Fig. 4 - Curve carico-deformazione di un acciaio, di una lega NiTi nell'intervallo A_s-A_f e di una lega NiTi al di sotto dell'intervallo A_s-A_f [da Burstone et al. (20)].

nendo lo strumento in una condizione di torsione, condizione che si può realizzare con un movimento di rotazione continua. Il movimento di rotazione continua permette allo strumento di raggiungere la condizione di superelasticità e d'altra parte è proprio la superelasticità che consente di eseguire la rotazione continua senza che lo strumento si blocchi all'interno del canale. Quando uno strumento viene fatto ruotare all'interno di un canale mediante l'applicazione di una coppia di forze, va incontro ad una sollecitazione di tipo torsionale, in conseguenza dell'attrito che si genera tra la parete canalare e lo strumento stesso. Nel caso degli strumenti in lega NiTi il carico torsionale dà inizio alla trasformazione martensitica e quindi al comportamento superelastico. La superelasticità fa sì che, per proseguire nel movimento di rotazione, dato che in queste condizioni la deformazione avviene a carico costante, non sia necessario aumentare l'intensità della coppia di forze applicate (cosa invece indispensabile nel caso degli strumenti in acciaio) e quindi in questo modo non aumenta la pressione che le lame dello strumento esercitano sulla parete dentinale; pertanto queste non hanno la tendenza ad aumentare il loro impegno e quindi a bloccare lo strumento. Dato che, come si è visto, la trasformazione martensitica in queste condizioni è reversibile, lo strumento tende a riassumere, momento per momento, la sua morfologia iniziale; questo fa sì che le lame, piuttosto che aprirsi, esercitino un'azione di taglio sulla dentina (se il carico che in questo modo si esercita sulla parete dentinale ne supera la resistenza).

Questo comportamento teoricamente viene a cessare quando la resistenza incontrata dallo strumento a livello della dentina determina, in seguito al movimento di rotazione, una deformazione torsionale di entità uguale o superiore a quella che corrisponde al completamento della trasformazione martensitica; questo avviene per carichi molto elevati, difficilmente raggiungibili durante l'uso clinico. Tuttavia se queste condizioni vengono raggiunte, essendo la martensite duttile, si determina una deformazione plastica e si può avere la rottura dello strumento. Dalla proprietà di superelasticità delle leghe

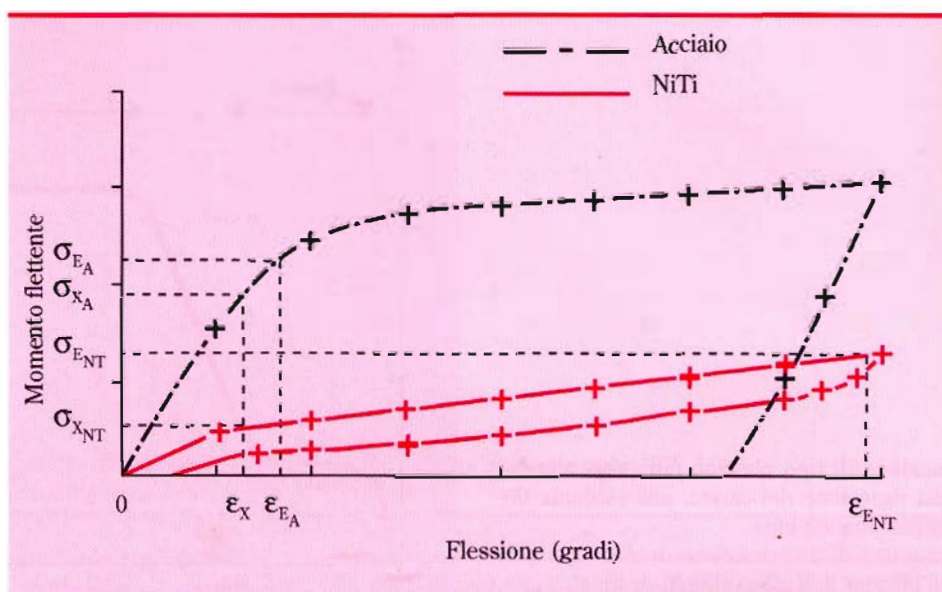


Fig. 5 - Comportamento elastico: grafici carico-deformazione di un acciaio e di una lega NiTi.

NiTi discende un'altra importante caratteristica degli strumenti endodontici ottenuti con questo tipo di lega. Poiché in condizioni di superelasticità la deformazione del materiale avviene a carico costante, nel caso che lo strumento si trovi in un canale curvo, nel momento in cui si esegue il movimento di rotazione continua (e quindi sussiste la superelasticità) lo strumento non ha tendenza a raddrizzarsi; cioè la reazione elastica viene praticamente ad annullarsi. Questo significa che con gli strumenti in lega NiTi e con la tecnica della rotazione continua viene ad essere eliminata la forza che tende a far lavorare lo strumento in maniera predominante contro la parete esterna delle curve canalari, forza che invece esiste in tutte le tecniche di strumentazione che fanno uso di strumenti in acciaio. Con la lega NiTi dovrebbe quindi essere possibile ottenere un taglio perimetrale in presenza praticamente di qualunque anatomia.

Un altro elemento che distingue le leghe NiTi dagli acciai è il loro diverso comportamento elastico, cosa che può essere messa in evidenza osservando il grafico carico-deformazione di questi due materiali (Fig. 5). Si può notare che il modulo di elasticità delle leghe NiTi è inferiore a quello degli acciai; questo comporta che per ottenere una certa deformazione ϵ_X il carico che è necessario applicare sulle leghe NiTi (σ_{XNT}) è minore rispetto a quello richiesto dagli acciai (σ_{XA}). Da questo deriva che, quando uno strumento in lega NiTi si trova all'interno di un canale curvo senza essere sottoposto ad un movimento di rotazione continua (quindi in assenza del comportamento superelastico), la reazione elastica del materiale è comunque inferiore a quella che verrebbe esercitata nelle stesse condizioni da uno strumento in acciaio.

Da questi due grafici (Fig. 5) è inoltre possibile osservare che il limite di deformazio-

ne elastica delle leghe NiTi (ϵ_{ENT}) è maggiore di quello degli acciai (ϵ_{EA}); questo consente allo strumento in nichel-titanio di lavorare all'interno di canali anche molto curvi subendo una deformazione di tipo elastico là dove uno strumento in acciaio va incontro ad una deformazione plastica. Il fatto che uno strumento in lega NiTi abbia un comportamento elastico anche nel caso di deformazioni accentuate fa sì che, quando viene fatto ruotare all'interno di un canale molto curvo, non essendovi deformazione plastica, la punta ed il corpo dello strumento, momento per momento, mantengono la medesima posizione nello spazio. Ciò non si verifica nel caso degli strumenti in acciaio a causa della deformazione plastica che questi subiscono a parità di deformazione, quindi per canali della medesima curvatura. Questo comportamento meccanico delle leghe NiTi consente agli strumenti in nichel-titanio di lavorare in rotazione all'interno di canali curvi senza deviarne la traiettoria iniziale.

CONCLUSIONI

Le leghe NiTi 55-45 si distinguono nettamente dagli acciai per il loro comportamento meccanico e principalmente per la proprietà di superelasticità, che le rende particolarmente adatte alla realizzazione di strumenti per la preparazione canalare.

La condizione di superelasticità che si realizza quando lo strumento viene mantenuto in una situazione di carico torsionale permette, nel caso di preparazione di canali curvi, di eliminare la forza di reazione elastica del materiale che impedisce agli strumenti in acciaio di lavorare in maniera uniforme lungo tutto il tragitto canalare.

La proprietà di superelasticità di queste leghe dovrebbe consentire agli strumenti di adattarsi a qualsiasi anatomia canalare permettendo in ogni caso di realizzare un taglio perimetrale e consentendo così di preparare canali con curvature anche molto accentuate senza esercitare, cosa che invece avviene sempre con gli strumenti tradizionali, azione

di rettificazione, o esercitandola solo in misura minima. Ciò dovrebbe rendere possibile la realizzazione di preparazioni canalari che rispettino perfettamente l'anatomia iniziale del canale, senza modificarne la traiettoria e senza rischiare di determinare un'alterazione dell'anatomia o della posizione dell'apice. La preparazione che sarebbe possibile ottenere

con degli strumenti realizzati utilizzando questo tipo di lega potrebbe corrispondere ad un semplice allargamento dello spazio canalare iniziale e ciò dovrebbe rendere possibile mantenere, in ogni punto del tragitto canalare, pareti canalari di spessore rilevante, senza nessun indebolimento dell'elemento dentale.

BIBLIOGRAFIA

- 1 - Airoidi G, Visentin C. Le leghe NiTi in Ortodonzia. *Modo Ortodontico* 1987; 6: 67-73
- 2 - Wayman CM. Some applications of shape memory alloys. *Bull J Met* 1980; 19: 323-32
- 3 - Buehler WJ, Wiley RC. The properties of NiTi and associated phases. *US Naval Ordnance Lab Tech report* 1961; 61-75
- 4 - Buehler WJ. Proceedings of 7th Navy Science (ONR-16 Office of Technical Services, US Department of Commerce, Washington DC). Vol 1, Unclassified, 1963
- 5 - Buehler WJ, Gilfrick JV, Wiley RC. Effects of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition NiTi. *J Appl Physics* 1963; 34: 1475-84
- 6 - Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng* 1968; 1: 105-20
- 7 - Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971; 82: 1373-5
- 8 - Andreasen GF, Barret RD. An evaluation of cobalt substituted Nitinol wire in orthodontics. *Am J Orth* 1973; 63: 462-3
- 9 - Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire. *Am J Orth* 1978; 73: 145-51
- 10 - Airoidi G. Materiali metallici innovativi: leghe a memoria di forma. Da Giusti P e Fumero R: Biomateriali dalla ricerca di base alla applicazione clinica. *Patron*, Bologna 1985; 133-44
- 11 - Miyazaki S, Otsuka K, Suzuki Y. Transformation pseudoelasticity and deformation behavior in a Ti-50,6 at % Ni alloy. *Scripta Metal* 1981; 15: 287-92
- 12 - Miyazaki S, Wayman CM. The R-phase transition and associated shape memory mechanism in Ti-Ni single crystals. *Acta Metall* 1988; 36: 181-92
- 13 - Airoidi G, Rivolta B, Turco C. Heats of transformation as a function of thermal cycling in NiTi alloys. Proceed Int Conference on Martensitic Transformations, ICOMAT-86, 26-30 August 1986, Nara (J) The Japan Institute of Metals Publisher
- 14 - Honma T, Takei H. Effect of heat treatment on the martensitic transformation in TiNi compound. *J Jpn Inst Met* 1975; 39: 175-82
- 15 - Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *The Angle Orthodontist* 1992; 62: 59-66
- 16 - Goldstein D, Kabacoff L, Tydings J. Stress effects on Nitinol phase transformations. *Journal of Metals* 1987; 39: 19-26
- 17 - Otsuka K, Shimizu K. Stress-induced martensitic transformations and martensite-to-martensite transformations. *AIME Pittsburgh Conference* 1982; 1267-86
- 18 - Spinner S, Rozner AG. Elastic properties of NiTi as a function of temperature. *J Acoust Soc Amer* 1966; 40: 1009-15
- 19 - Stachowiak GB, Mc Cormick PG. Two stage yielding in a NiTi alloy. *Scripta Metallurgica* 1987; 21: 403-6
- 20 - Burstone CJ, Qin Bai, Morton JY. Chinese NiTi wire. A new orthodontic alloy. *Am J Orth* 1985; 87: 445-52
- 21 - Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod* 1986; 90: 1-10
- 22 - Shimizu K. Pseudoelasticity and some affecting facts. *Bull J Inst Met* 1985; 24: 13-9
- 23 - Saburi T, Wayman CM. Crystallographic similarities in shape memory martensites. *Acta Metall* 1979; 27: 979-95
- 24 - Saburi T. Mechanisms of shape memory effects (one way). *Bull J Inst Met* 1985; 24: 5-12
- 25 - Suzuki Y. Applications of the shape memory NiTi alloys. *Bull J Inst Met* 1983; 22: 730-6
- 26 - Wagner HJ, Jakson CM. What you can do with that "memory" alloy. *Materials Engineering* 1969; October: 28