

Prof.dr.sc. Senka Meštrović
Mihovil Strujić, dr.stom.
Zavod za ortodonciju
Stomatološki fakultet
Sveučilišta u Zagrebu

NIKL – TITANSKE SLITINE: PRIMJENA U ORTODONCIJI

Nikl-titanske (NiTi) žice vrlo često se upotrebljavaju u ortodontskoj kliničkoj praksi zbog niskog modula elastičnosti i širokog force-delivery range. Predstavljaju materijal izbora u inicijalnim fazama ortodontske terapije (nivelacija). Njihova niska deactivation force ima za rezultat fiziološki odgovor periodontnog ligamenta i kosti, te se time smanjuje mogućnost nastanka hijalinizacije i podminirajućih resorpcija. Dvije su jedinstvene karakteristike NiTi žica koje se primjenjuju u ortodonciji:

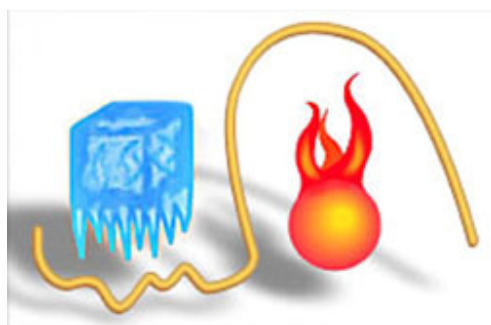
- shape memory effect
- superelastičnost (termoelastičnost, pseudoelastičnost)

Povijest te slitine seže u rane 60-te godine prošlog stoljeća kadu su Buehler i suradnici u US Naval Ordnance Laboratory otkrili „shape memory effect“ kod slitina nikla i titana. Ta slitina dobila je ime Nitinol što predstavlja akronim za Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory. U početku je u medicinske svrhe iskorištavan isključivo kao materijal za implantate zbog toga što mu je modul elastičnosti jednak kao i za kost. Tu se slitinu moglo deformirati, zagrijavati i hladiti u određeni oblik koji se ponovnim zagrijavanjem vraća u prvobitno stanje. Dr. Georg Andreasen je uočio potencijal tih slitina, te je u ortodonciji prvi puta primijenjena 1972. godine. Prva NiTi žica koja je komercijalno bila dostupna sastojala se od 50% Ni i 50% Ti.

Mehanička svojstva

Idealna NiTi žica trebala bi zadržati unaprijed određeni idealni oblik žičanog luka pri temperaturi usne šupljine, dok bi ju na nižoj sobnoj temperaturi trebalo biti moguće savijati. Drugim riječima, trebalo bi biti moguće povezati žičani luk i bravice ligaturama u razumnom vremenskom intervalu, a nakon toga na temperaturi usne šupljine luk bi trebao povratiti svoj idealni oblik i proizvoditi lagane, predvidive, stalne i kontinuirane sile na dentoalveolarne strukture.

Termoelastičnost je određena kristalografskim karakteristikama NiTi slitina. Naime, one mogu postojati u dvije različite o temperaturi ovisne kristalne strukture. Pri niskoj temperaturi NiTi slitina je u martenzičnom obliku kada joj je kristalna rešetka kubična, dok je pri povišenoj u austeničnom s heksagonalnom rešetkom (Slika 1). Kad govorimo o superelastičnosti slitine, prvenstveno mislimo na njezin martenzični oblik, jer je slitina u austeničnom obliku čvrsta gotovo kao i čelik.



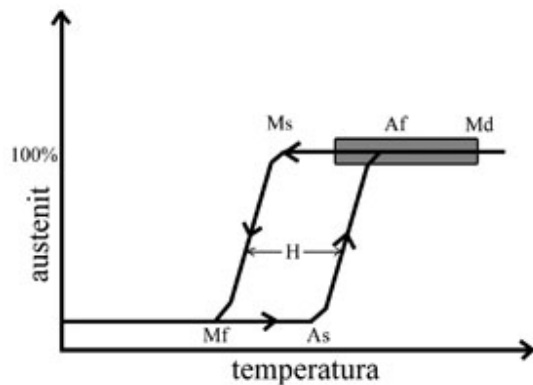
Slika 1. Martenzični i austenični oblik NiTi slitina

20-30°C. Općenito, temperaturna histereza se definira kao razlika između temperatura pri kojima je slitina zagrijavanjem 50% transformirana u austenični oblik, odnosno hlađenjem 50% transformirana u martenzični. U praksi

Pod utjecajem promjene temperature dolazi do deformacija u kristalnoj rešetki kod koje se modificira samo raspored molekula bez promjene atomskog sastava. Takva transformacija je reverzibilna i naziva se termoelastična martenzična transformacija (Slika 2). Temperatura na kojoj dolazi do prijelaza jedne faze u drugu, naziva se tranzicijski temperaturni raspon odnosno temperature transitional range (TTR). Zagrijavanjem martenzičnog oblika slitina se počinje transformirati u austenični oblik pri austenite start temperature (As), nakon daljnjeg zagrijavanja do austenite finish temperature (Af) 100% slitine se nalazi u austeničnom obliku. Isto tako hlađenjem slitina prelazi u martenzični oblik pri martensite start temperature (Ms), a potpuna transformacija je pri martensite finish temperature (Mf). Raspon temperature pri kojem se događa transformacija iz martenzične u austeničnu fazu je nešto viši nego za obrnuti proces. Ta razlika naziva se temperaturna histereza (H) i može iznositi čak i

to znači da ako je slitina dizajnirana da se grijanjem potpuno transformira u austenični oblik na tjelesnoj temperaturi ($A_f < 37^\circ\text{C}$), za potpunu obrnutu transformaciju hlađenjem potrebna je temperatura od 5°C (M_f).

Zbog postojanja termoelastične martenzične transformacije NiTi slitine imaju shape memory effect (SME) tj. mogućnost „pamćenja“ prvobitnog oblika, što ima značajnu mogućnost kliničke primjene. NiTi žica u austeničnom obliku može „zapamtiti“ svoj oblik – oblik idealnog žičanog luka. Snižavanjem temperature, slitina se transformira u martenzični oblik u kojem ju je moguće savijati i deformirati. Svaki put kada se temperatura povisi iznad A_f slitina se transformira u svoj austenični oblik, odnosno vraća u prvobitni oblik idealnog luka. Tehnički naziv za ovaj fenomen je one-way memory effect, budući da pamti formu žičanog luka samo jednog od dva moguća oblika, u ovom slučaju austeničnog.

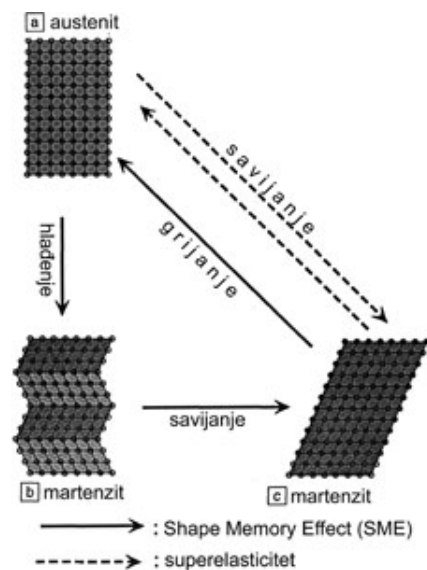


Slika 2. Termoelastična martenzična transformacija i histereza

Činjenica da NiTi slitine pokazuju „shape memory effect“ ne znači i to da će one proizvoditi lagane kontinuirane sile. U stvari da bi „pamćenje“ oblika bilo klinički vidljivo A_f temperatura slitine trebala bi biti malo niža od temperature usne šupljine. Time bi žica bila uglavnom austenična intraoralno i gotovo potpuno martenzična ekstraoralno. Kada se slitina potpuno transformira u austenični oblik, odnos napreznja i deformacije odgovara čeliku, s proporcionalnom vezom između primijenjene sile i nastalog napreznja. Ukratko NiTi slitina potpuno transformirana u austenični oblik definitivno je elastičnija od drugih, ali nije „superelastična“. Opće je pravilo da je austenični oblik superelastičnih žica čvršći od martenzičnog, dok su oba čvršća od žice u fazi tranzicije.

Većina NiTi slitina koje se primjenjuju u ortodontiji s A_f nižom od temperature usne šupljine, je uglavnom intraoralno u austeničnom obliku, s jako malim udjelom martenzičnog i prijelaznog oblika u strukturi. Zbog velike čvrstoće austeničnog oblika slitine potreban je što veći udio martenzičnog oblika da bi žica dobila superelastične karakteristike. Na sreću osim što do martenzične transformacije može doći zbog promjena temperature, ona može biti uzrokovana i djelovanjem sile na žicu. Otklon uzrokuje lokalnu martenzičnu transformaciju i time nastaje stress-induced martensite (SIM). Najviša temperatura pri kojoj je to moguće označuje se sa M_d i malo je viša od A_f . Time je omogućeno lokalizirano formiranje SIM iako se slitina transformirala u austenični oblik (Slika 3).

Djelovanje vanjske sile na sve krute materijale uzrokuje najprije elastičnu deformaciju materijala. Kod „obične elastičnosti“ deformacija kristalne rešetke nastaje na račun promjene udaljenosti atoma. Time se djelovanjem sile javlja sve veći otpor. Za razliku od toga, kod superelastičnih legura (NiTi u martenzičnom obliku) dolazi do promjena kuteva u rešetki zbog čega nema veće promjene udaljenosti atoma, pa ni velikog povećanja otpora savijanju. Nakon prestanka djelovanja sile, rešetka se vraća u prvobitno stanje. Tako je SIM nestabilan i prestankom djelovanja sile odmah se vraća u austenični oblik. Klinički možemo ustvrditi da do formiranja SIM dolazi na mjestima žičanog luka gdje je on vezan ligaturom za bravicu. Na taj način se djelomično može kompenzirati nedostatak termički uzrokovane martenzične transformacije. Takvo svojstvo slitina zove se pseudoelastičnost. I termi i pseudoelastičnost uzrokuju superelastično ponašanje NiTi žica, vrlo su složeni i izuzetno ovise jedno o drugome. Temperatura transformacije (TTR) koju određuje proizvođač uglavnom se izračunava u eksperimentalnim uvjetima, odnosno odsutnosti primjene sile, što je nemoguće primijeniti intraoralno u kliničkoj praksi. Neka novija istraživanja su pokazala da SIM uzrokuje porast A_f zbog mehaničke deformacije kristalne rešetke, te je potrebna veća energija za ponovno vraćanje u austenični oblik.



Slika 3. Shape memory effect

Postoji čitav niz pokušaja podjele NiTi slitina. Generalno gledajući moguće ih je podijeliti na superelastične i ne-superelastične.

Konvencionalni NiTi

Originalni Nitinol iz 60-tih godina prošlog stoljeća bio je stabilizirana NiTi slitina – nitinol, koja se sastojala od 50% Ni i 50% Ti. Nije pokazivao svojstvo „pamćenja“ oblika – shape memory effect, koje mu je bilo potisnuto hladnom obradom metala. Zbog niskog modula elastičnosti našao je široku primjenu u početnim – nivelacijskim fazama ortodontske terapije. Nije ga bilo moguće oblikovati. Takav oblik slitine još se može nazvati i stabilizirana martenzična slitina.

Pseudoelastični NiTi

Daljnijim istraživanjima razvili su se novi oblici NiTi slitina. Najpoznatiji su Chinese NiTi i Japanese NiTi. Chinese NiTi je austeničan pri temperaturi usne šupljine. Budući da mu je temperatura transformacije (TTR) niža od temperature usne šupljine on ne pokazuje termoelastična nego pseudoelastična svojstva zbog formiranja SIM. Možemo ih nazvati i austenične aktivne slitine. Uglavnom ovakve slitine imaju TTR između 22°C i 28°C. Trenutno najpoznatija takva slitina je 27°C bakreni NiTi.

Termoelastični NiTi

Termoelastične NiTi možemo još nazvati i martenzične aktivne slitine. Suvremena tehnologija omogućuje precizno određivanje tranzicijske temperature (TTR). Kod ove vrste NiTi slitina TTR se nalazi jako blizu temperature usne šupljine. Obično se kreće u rasponu od 35°C do 40°C. Time je omogućeno oblikovanje žice na sobnoj temperaturi. Čim se temperatura žice u ustima povisi dolazi do transformacije u austenični oblik.

Na taj način nam je omogućeno da žicu oblikujemo u austeničnoj fazi, ohladimo u martenzičnu, postavimo u bravice hladnu i nakon povratka na tjelesnu temperaturu žica teži postizanju oblika koji je zapamtila u austeničnoj fazi.

Recenzirao: Prof. dr.sc. Malden Šlaj, predstojnik Zavoda za ortodonciju, Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Literatura

1. Ryhänen J. Fundamental characteristics of nickel-titanium shape memory alloy IN: Ryhänen J. Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy. Oulu; 1999. p. 24-9.
2. Santoro M. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:587-93.
3. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod 1997; 67(3):197-208.
4. Santoro M. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000; 118(6):685-92.
5. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 119(6):594-603.
6. Barnes C. Shape memory and superelastic alloys IN: Copper applications in innovative technology. CDA magazine [online serial]. jul 1999 [cited 2004 May 18] [6 screens]; Available from: <http://www.copper.org/innovations/1999/07/shape.html>.
7. Ivek T. Shape memory alloys. Prirodoslovno-matematički fakultet Sveučilišta u Zagrebu – fizički odsjek [seminarski rad]. Zagreb; 2002.