

# Mehanička svojstva i klinička primjena žica u ortodonciji

## Mechanical Properties and Clinical Applications of Orthodontic Wires

Senka Rajić-Mestrovic  
Marina Lapter

Zavod za ortodonciju  
Stomatološkog fakulteta  
Sveučilišta u Zagrebu

### Sažetak

U članku su opisana mehanička svojstva i klinička primjena čelične, kobalt-krom, nikl-titan, beta-titan i isprepletene (twist) žice, što bi trebalo pružiti kliničarima osnovno znanje o njihovim karakteristikama i primjeni. Poželjne karakteristike ortodonskih žica jesu: visoka elastičnost, niska čvrstoća, dobra mogućnost oblikovanja, biokompatibilnost, nisko površinsko trenje, te mogućnost lemljnja i lotanja za pomoćne elemente. Čelične žice vrlo se često primjenjuju zbog dobre mogućnosti oblikovanja, biokompatibilnosti, čvrstoće, elastičnosti i niske cijene. Žice izrađene od kobalt-krom slitina vrlo su mekane pa se zato mogu lako oblikovati. Toplinskom obradom poprimaju karakteristike vrlo slične čeliku. Nitinol je jako elastična slitina, ima nisku čvrstoću, vrlo se teško može oblikovati, a nemoguće ju je lotati i lemiti. Beta titanium posjeduje kombinaciju odgovarajuće elastičnosti, prosječne čvrstoće, dobre mogućnosti oblikovanja, a može se lemiti i lotati. Isprepletene (twist) žice u usporedbi s običnim čeličnim imaju veću elastičnost i manju čvrstoću.

Ključne riječi: ortodontske žice, karakteristike, klinička primjena

Acta Stomatol Croat  
1996; 287—292

PREGLEDNI RAD  
Primljeno: 25. studenoga  
1996.  
Received: November, 25.  
1996

Kako fiksne ortodontske naprave u svakodnevnoj kliničkoj praksi postaju sve zastupljenije, potrebno je poznavati svojstva materijala koji se primjenjuju kako bi se postigli vrsniji i brži rezultati terapije. Na tržištu ima vrlo mnogo materijala pa valja znati njihova tehnička svojstva kako bi se u određenoj fazi terapije mogli izabrati najbolji. Većina novijih istraživanja u stomatologiji, a posebice u ortodonciji, usmjerena je na razvoj što boljih materijala jer su oni važan preduvjet za izradu sofisticiranih ortodontskih naprava (1,2).

Optimalna kontrola pomaka zuba zahtijeva primjenu specifičnih sustava ortodontskih sila, te je zato poznavati biomehaniku i imati analitički pristup u izradi ortodontskih naprava osnova da se postigne željeni i očekivani rezultati tretmana (3).

Tijekom povijesti u izradi fiksnih ortodontskih naprava upotrebljavao se je relativno malen broj metala i njihovih slitina. U samom početku upotrebljavale su se gotovo isključivo zlatne slitine. Danas su one potpuno zamijenjene raznim vrstama čeličnih slitina zbog njihove biokompatibilnosti, čvrstoće, ot-

pornosti i plastičnosti. Svoje mjesto u upotrebi našle su i krom-kobalt-nikal slitine te nikal-titanium slitine koje su vrlo elastične. Posljednja koja se je počela primjenjivati jest beta-titanium slitina koja sjedinjuje najbolja svojstva čelika i nitinola (4).

### Značajke ortodontskih žica

Ortodontske žice mogu se klasificirati prema kemijskom sastavu, mikrostrukтури, i mehaničkim svojstvima. Prva dva čimbenika uvjetuju treći, te je zato važno upamtiti da sastav sam za sebe ne određuje svojstva, a da mikrostruktura različitih sastavnica ima važan utjecaj (5).

Određene značajke ortodontskih žica, kao što su visok modul elastičnosti, niska krutost, visok stupanj plastičnosti, visok potencijal, biokompatibilnost, nisko površinsko trenje, te mogućnost lotanja i lemljenja, smatraju se prijeko potrebnima za uspješnu provedbu tretmana. Slijedi kratak opis navedenih značajki (1,5,6):

*Elastičnost* (maksimalni elastični otklon, maksimum fleksibilnosti, stupanj aktivacije, radno područje) može se odrediti kao svojstvo materijala da se nakon prestanka djelovanja sile vraća u prvotnu dimenziju. Veća elastičnost materijala omogućuje jaču aktivaciju, što rezultira dužim djelovanjem žice i smanjuje potrebu za čestim kontrolama. Elastičnost pokazuje koliko se žica može saviti da se ne izazove trajna deformacija, tj. određuje domet materijala. Granica elastičnosti jest naprezanje pri kojem se registrira prvo trajno postotno produljenje materijala. Povrh te granice materijal se rasteže plastično.

*Krutost* predstavlja jakost sile koju proizvode žice i ovisi o modulu elastičnosti. Niska krutost omogućuje upotrebu stalnih slabijih sila u duljem razdoblju te lakšu i točniju upotrebu željene sile.

*Plastičnost* je svojstvo materijala da se pod djelovanjem sile trajno deformira bez loma. Visoka plastičnost omogućuje oblikovanje žice savijanjem različitih elemenata (lup, stop) bez loma (7).

*Modul otpora ili pohranjena energija* predstavlja mogućnost žice da uzrokuje pomake zuba. To je područje ispod linije koja opisuje elastičnu deformaciju žice.

*Biokompatibilnost* se sastoji u otpornosti žice na koroziju te na indiferentnost tkiva na sastavne elemente žice (8).

*Mogućnost lemljenja i varenja* također je važna značajka žica.

*Trenje*. Veliki stupanj trenja između žice i bravice može rezultirati gubitkom sidrišta ili smanjenim ili čak nikakvim pomakom zuba.

### Zlatne slitine

Zlatne slitine koje su se upotrebljavale u ortodonciji sadržavale su najčešće između 55 i 65% zlata. Preostali dio činilo je 11 do 18% bakra, 10 do 25% srebra, 5 do 10% paladija, 5 do 10% platine i 1 do 2% nikla. Prikladnom termičkom obradom mogla se je povećati čvrstoća te žice. Modul elastičnosti je oko 15 000 000 p.s.i. Zbog tih karakteristika takve se žice mogu dobro oblikovati, ali proizvode slabije sile od čeličnih. Imaju dobre mogućnosti lemljenja i veliku otpornost na koroziju, no vrlo se rijetko primjenjuju u ortodonciji (3,8).

### Čelik

Od godine 1940. pa do danas čelik je gotovo potpuno zamijenio zlatne slitine te postao temeljna slitina od koje se izrađuju ortodontske žice (1,3). Slitina se najčešće sastoji od 71% željeza, 18% kroma, 8% nikla i manje od 0,2 % ugljika. Mikrostruktura takve slitine može se promijeniti kratkim zagrijavanjem na visokoj temperaturi, što je razlog zbog kojega se lemljenje mora provoditi vrlo oprezno. Termička se obrada (na 445 °C kroz 10 minuta) upotrebljava kako bi se smanjila napetost dobivena oblikovanjem žice savijanjem različitih elementa, te kako bi se povećala elastičnost (7,9,10,11,12,13,14). Te žice imaju modul elastičnosti između 23 000 000 i 29 000 000 p.s.i. što im omogućuje nešto veću elastičnost od zlatnih slitina (15). Visoki modul elastičnosti čelika i visoka krutost obvezuju na uporabu žica manjih promjera u fazi nivelacije. Smanji li se debljina žice, to može prouzročiti gubitak kontrole nad pomakom zuba budući da žica ne ispunjava potpuno slot bravice (5). Čelične žice pokazuju niži stupanj elastičnosti od onih na bazi titanijuma (5,16). Budući da se aktivacijom čelične žice dobivaju ve-

će sile u kraćim razdobljima nego što je slučaj kod beta titanijuma ili nitinola, potrebne su češće aktivacije. Daljnje prednosti su izvrsna plastičnost, dobra otpornost na koroziju, te mogućnost lemljenja i zavarivanja, premda mjesto lema može korodirati u usnoj šupljini (17).

Isprepletene čelične žice okrugloga presjeka upotrebljavaju se u fazama nivelacije, a žice četvrtastoga presjeka upotrebljavaju se uglavnom u justirajućoj fazi tretmana (18).

### Elgiloy (kobalt-krom-nikl slitina)

Ta se slitina sastoji od 40% kobalta, 20% kroma, 15% nikla, 7% molibdena, 16% željeza i 2% mangana (15). Osnovna značajka joj je iznimno dobra plastičnost, ali i niža elastičnost od čelika istoga promjera što je velika mana. No to se svojstvo može znatno poboljšati termičkom obradom 7-12 minuta na 480 °C. Time ta žica poprima značajke usporedive sa značajkama čelika jer nastaje rekristalizacija strukture slitine (19). Modul elastičnosti je do 28 500 000 do 30 000 000 p.s.i. Takav visok modul elastičnosti uzrokuje da Co i Cr i čelične žice proizvode dva puta veću snagu beta titanijuma, te čak četiri puta veću od nitinola pri istom stupnju aktivacije (2).

Proizvode se četiri vrste Elgiloy žice: meka (plava), gipka (žuta), poluelastična (zelena) i elastična (crvena) (4,11,21).

Plava Elgiloy žica je najmekša i može se lako savijati bilo prstima bilo kliještima, a termičkom obradom postaje otpornija na deformaciju.

Žuta Elgiloy žica je elastičnija od plave ali se isto tako relativno lako savija, a daljnje poboljšanje svojstava može se postići zagrijavanjem.

Zelena Elgiloy žica je elastičnija od žute, a najelastičnija je crvena Elgiloy žica. Preporučuje se pažljivo rukovati kliještima jer ta žica podnosi samo minimalnu obradu. Nakon termičke obrade ne preporučuje se je dalje savijati jer postoji mogućnost da se slomi.

Izuzevši crvenu, termički obrađenu Elgiloy žicu, Co-Cr žice imaju slabiju elastičnost od čeličnih žica istih promjera. Međutim, to se svojstvo može poboljšati prikladnim zagrijavanjem, što povećava otpor žice na deformaciju i daje joj svojstva slična čeliku. Zagrijavanjem iznad 749 °C rapidno se smanjuje

otpor na deformaciju jer postaje djelomično kaljenije (20).

Prednosti Co-Cr žica nad čeličnima jesu u slabijem zamoru i boljoj distorziji materijala, te u dužoj funkciji i elastičnosti. U većini ostalih svojstava gotovo je identična čeliku. Može se lemiti, a otpornost na koroziju je izvrsna.

### Nitinol

William F. Buehlef, metalurg istraživač pri Naval Ordnance Laboratory u Silver Springsu, ranih je 1960-tih izumio novu slitinu koju je nazvao nitinol (ni - nikal, ti - titan, nol - Naval Ordnance Laboratory). Klinička primjena te slitine počinje tek u svibnju 1972. godine (16).

Sastavljena je od približno 52% nikla, 45% titana i 3% kobalta. Takva žica može podnijeti znatnu elastičnu deformaciju, što se očituje u njezinoj vrlo visokoj elastičnosti (15). To svojstvo čini ju poželjnom za primjenu u slučajevima gdje je potrebna primjena slabe sile zbog distopičnog položaja nekih zuba. Plastičnost te vrste materijala vrlo je organska, te je njezina primjena kontraindicirana u situacijama gdje se zahtijeva izrada navoja malog radijusa. Prednosti nitinola u odnosu prema ostalim slitinama jesu dobra elastičnost i fleksibilnost što dopušta veliku elastičnu deformaciju (16,22). Također mu je količina oslobođene energije dobivena prilikom aktivacije za isti iznos veća nego što je u čelika ili beta titanijuma (5,6,25), što rezultira time da rjeđim promjenama lukova kao i njihovim rjeđim aktivacijama dobivamo veću kliničku učinkovitost. Za isti stupanj aktivacije te slitine proizvode konstantnije sile na zube nego što to čine čelične. Time je omogućena primjena četvrtastih lukova već u ranim fazama tretmana, što dovodi do istodobne nivelacije, torkviranja i derotacije.

Nitinol se s drugim materijalima ne može svezivati ni lemljenjem ni varenjem, a lakše korodira nego ostale ortodontske žice (24,25).

Termičkom obradom nastaju promjene u kristalografskoj strukturi zbog čega se mijenjaju mehanička svojstva slitine, te nastaje tzv. memory efekt. Radi se o sposobnosti žice da se, nakon što se zagrije na vrijednost tranzitorne temperature vrati, u prethodno određeni oblik. Kristalna struktura "memory" žica ima dvije faze: pri visokoj temperaturi je au-

stenitična, a kod nižih je temperatura martenzitična (26,27,28,29,30,31).

Garner, Allai, Moore i Kapila (1,32) nalaze da je trenje između bravice i nitinol žice veće nego kod čelične, a manje nego kod beta titanium žice. Često se prakticira i recikliranje nitinol žica zbog njihovih vrlo dobrih fizičkih svojstava i visoke cijene (25).

Na temelju iznesenoga može se zaključiti da se upotrebom nitinola smanjuje potreba za čestim promjenama lukova, smanjuje se vrijeme rada na pacijentu, vrijeme nivelacije i derotacije, te se pacijentu omogućuje veća udobnost. Loše strane bile bi gotovo nikakva mogućnost savijanja i često pucanje žice. Ako je žicu potrebno svinuti iza cjevčice na prstenu molara, moramo je zagrijati, čime ona postaje vrlo podatna. Upotreba nitinola preporučuje se u početnim fazama tretmana, jer zbog svoje niske krutosti nema neadekvatnu stabilnost potrebnu u završnim fazama (33,34).

### Beta titanium

Upotreba beta titanium žica u ortodonciji postala je popularna tek u zadnjem desetljeću. Komercijalno ime te žice je TMA (titanium - molybdenum alloy) (15,35,36).

1960-tih godina postali su dostupni različiti "high temperature" oblici slitina titana. Na temperaturi

iznad 882 °C čisti titan mijenja kristalnu strukturu u kubičnu, što se naziva beta faza. Dodavanjem elemenata, kao što su molibden ili kolumbij slitine na bazi titana, mogu zadržati beta strukturu čak i kada se ohlade na sobnu temperaturu, što im daje dobru plastičnost. Goldberg i Burstone (15,35,36) pokazali su da se dodavanjem 11% molibdena i 6% cirkona može dobiti ortodontska žica takve karakteristike da joj je modul elastičnosti od 9 400 000 p.s.i.

Modul elastičnosti manji je od onoga u čelika, a dva puta je veći od nitinola (37,38,39,40), što ga čini idealnim za okolnosti u kojima su potrebne slabije sile koje ne zahtijevaju ekstraoralno sidrište kao što je to pri upotrebi čeličnih žica. Beta titanium žica elastičnija je od čelične, te se zato može savijati dva puta više a da se ne izazove trajna deformacija. U usporedbi sa čelikom, proizvodi dva puta manju silu tako da sila koju proizvodi beta titanium žica dimenzija 0,018 x 0,025 inča odgovara sili čelične žice dimenzija 0,014 x 0,020 inča. To nam omogućuje već u ranijim fazama terapije kontrolu toraka (15, 35,36). Zbog dobre plastičnosti moguća je izrada različitih elemenata na lukovima (loops, stops), ali ne preporučuje se savijati žicu preko oštih rubova. Taj materijal dopušta zavarivanje i lemljenje; otpornost na koroziju jednak je kao kod čeličnih ili Co - Cr slitina, a ima dobru biokompatibilnost. Trenje između žice i slota bravice veće je nego kod čeličnih i Co - Cr žica, što uvjetuje polakše pomake zuba (41,42).

## MECHANICAL PROPERTIES AND CLINICAL APPLICATIONS OF ORTHODONTIC WIRES

Adresa za dopisivanje:  
Address for correspondence:

## Summary

*This review article describes the mechanical properties and clinical application of stainless steel, cobalt-chromium, nickel-titanium, beta-titanium and multistrained wires. Consolidation of this literature will provide the clinician with a basic working knowledge of orthodontic wire characteristics and usage. The characteristics desirable in an orthodontic wire are large springback, low rigidity, good formability high stored energy, biocompatibility, low surface friction and the possibility of being welded or soldered to auxiliaries. Stainless steel wires have remained popular since their introduction to orthodontics because of their formability, biocompatibility and environmental stability, rigidity, resilience, and low cost. Cobalt-chromium wires can be manipulated in a softened state and then subjected to heat treatment. Heat treatment of Co-Cr wires results in a wire with properties similar to those of stainless steel. Nitinol wires have a good springback and low rigidity. This alloy, however, has poor formability and joinability. Beta-titanium wires provide a combination of adequate springback, average stiffness, good formability, and can be welded to auxiliaries. Multi-stranded wires have high springback and low stiffness when compared with solid stainless steel wires.*

Key words: *orthodontic wires, characteristics, clinical application*

Senka Rajić-Meštrović  
Zavod za ortodonciju  
Stomatološki fakultet  
Gundulićeva 5  
10000 Zagreb

## Literatura

1. KAPILA S, SACHDEVA R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod* 1989;96:100-109.
2. Orthodontic wires. Denver Rocky Mountain Dental Products Company, 1957.
3. BURSTONE C J. Application of bioengineering to clinical orthodontics In: Graber TM. Current orthodontic concepts and techniques. Philadelphia: WB Saunders Company, 1975;23-258.
4. INGRAM S B, GIPE D P, SMITH R J. Comparative range of orthodontic wires. *Am J Orthod* 1986;90:296-307.
5. DRAKE S R, WAYNE D, POWERS J M, ASGAR K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod* 1982;82:206-210.
6. LARSON B E, KUSY R P, WHITLEY J Q. Torsional elastic property measurements of selected orthodontic arch wires. *Clin Mater* 1987;2:165-179.
7. LANE B E, NIKOLAI R J. Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops. *Angle Orthod* 1980;50:139-145.
8. CRAIG R G, PEYTON F A. Restorative dental materials. St. Louis: CV Mosby Company, 1975;298:340.
9. BACKHOFEN W A, GALES G F. The low temperature heat treatment of stainless steel for orthodontics. *Angle Orthod* 1951;21:117-124.
10. FUNK A C. The heat treatment of stainless steel. *Angle Orthod* 1951;21:129-138.
11. KEMLER E A. Effect of low temperature heat treatment on the physical properties of orthodontic wires. *Am J Orthod* 1956;42:793.
12. HOWE G L, GREENER E H, CRIMMINS D S. Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. *Angle Orthod* 1968;38:244-249.
13. MARCOTTE M R. Optimal time and temperature for maximum moment and springback and residual stress relief of stainless steel wire. *Am J Orthod* 1972;62:634.
14. MARCOTTE M R. Optimum time and temperature for stress relief treatment of stainless steel wire. *J Dent Res* 1973;52:1171-1173.

15. BURSTONE C J, GOLDBERG A J. Beta-titanium; a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1982;77:121-132.
16. ANDREASEN G F, MORROW R E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod* 1978;73:142-151.
17. SARKAR N K, REDMOND N, SCHWANINGER B, GOLDBERG J. The chloride corrosion behavior of four orthodontic wires. *J Dent Res* 1979;58:98.
18. FRANK C A, NIKOLAI R J. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78:593-609.
19. FILMORE G F, TOMLINSON J L. Heat treatment of cobalt-chromium alloy wire. *Angle Orthod* 1976;46:187-195.
20. FILMORE G M, TOMLINSON J L. Heat treatment of cobalt chromium alloys of various tempers. *Angle Orthod* 1979;49:126-130.
21. Elgiloy and Truchrome - Orthodontic treatment wires. Denver: Rocky Mountain Orthodontics, 1987.
22. BURSTONE C J, QUIN B, MORTON J Y. Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
23. ANDREASEN G F, BARETT R D. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontic. *Am J Orthod* 1973;63:462-470.
24. SARKAR N K, SCHWANINGER B. The *in-vivo* corrosion of nitinol wire. *J Dent Res* 1980;59:528.
25. MAYHEW M J, KUSY R P. Effects of sterilization on the mechanical properties and surface topography of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod* 1988;93:232-236.
26. LINGE L, DAHM S. Praktische Aspekte der Verwendung von "superlastischen" Drahtbogen in der Edgewise-technik. *Fortschr Kieferorthop* 1994;55:324-329.
27. TONNER R I M, WATERS N E. The characteristics of super-elastic. Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod* 1994;16:409-419.
28. 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.
29. MOHLIN B, MULLER H, ODMAN J, THILANDER B. Examination of Chinese NiTi by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod* 1991;13:386-391.
30. SEGNER D, IBE D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995;17:395-402.
31. DRESCHER D, BOUREL C, THIER M. Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Nickel-Titan-Drahte. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:320-326.
32. GARNER L D, ALLAI W W, MOORE B K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod* 1986;90:199-203.
33. BANTLEON H P, DROSCHL H, PFEIFFER K P. Neue Drahte und deren Kraftabgabe-Konsequenzen für die kieferorthopedische Therapie. *Fortschr Kieferorthop* 1989;50:243-255.
34. BURSTONE C J, QUIN B, MORTON J Y. Chinese NiTi wire - A new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
35. GOLDBERG A J, BURSTONE C J. Status report on beta-titanium orthodontic wires. *J Am Dent Assoc* 1982;105:684-685.
36. GOLDBERG J, BURSTONE C J. An Evaluation of Beta titanium alloys use in orthodontic appliance. *J Dent Res* 1979;58:593-600.
37. KUSY R P. Comparison of nickel-titanium and beta-titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *Am J Orthod* 1981;83:625-629.
38. KUSY R P, GREENBERG A R. Comparison of the elastic properties of nickel-titanium and beta-titanium arch wires. *Am J Orthod* 1982;82:199-205.
39. KUSY R P, STUSH A M. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and a beta-titanium orthodontic arch wire alloy. *Dent Mat* 1987;3:207-217.
40. KUSY R P, DILLEY G J. Elastic property ratios of a triple-stranded stainless steel arch wire. *Aer J Orthod* 1984;86:177.
41. KUSY R P, STEVENS L E. Triple-stranded stainless steel wires. *Angle Orthod* 1987;57:18-32.
42. BURSTONE C J. Variable modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1980;80:1-16.