

UNIVERZITET U BEOGRADU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Evgenija S. Marković

**UTICAJ STRUKTURE  
ORTODONTSKIH ŽICA NA  
BIOKOMPATIBILNOST I PERCEPCIJU  
BOLA TOKOM POČETNE FAZE  
LEČENJA FIKSNIM APARATIMA**

doktorska disertacija

Beograd, 2013

UNIVERZITET U BEOGRADU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Evgenija S. Marković

**UTICAJ STRUKTURE  
ORTODONTSKIH ŽICA NA  
BIOKOMPATIBILNOST I PERCEPCIJU  
BOLA TOKOM POČETNE FAZE  
LEČENJA FIKSNIM APARATIMA**

doktorska disertacija

Beograd, 2013

UNIVERSITY OF BELGRADE  
SCHOOL OF DENTISTRY

Evgenija S. Marković

**INFLUENCE OF STRUCTURAL  
PROPERTIES OF ORTHODONTIC  
WIRES ON BIOCOMPATIBILITY AND  
PAIN PERCEPTION AT THE BEGINNING  
OF TREATMENT WITH FIXED  
ORTHODONTIC APPLIANCES**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2013

## **MENTORI:**

Prof. dr Branislav Glišić

Klinika za ortopediju vilica, Stomatološki fakultet u Beogradu

Doc. dr. Rebeka Rudolf

Institut za materijale i tehnologiju, Mašinski fakultet,

Univerzitet u Mariboru

## **ČLANOVI KOMISIJE:**

Prof. dr Ivana Ščepan

Klinika za ortopediju vilica, Stomatološki fakultet u Beogradu;

Prof. dr Dragoslav Stamenković

Klinika za stomatološku protetiku, Stomatološki fakultet u Beogradu;

Doc. dr Predrag Vučinić

Odsek za stomatologiju, Medicinski fakultet u Novom Sadu

Datum odbrane doktorske disertacije:

# **UTICAJ STRUKTURE ORTODONTSKIH ŽICA NA BIOKOMPATIBILNOST I PERCEPCIJU BOLA TOKOM POČETNE FAZE LEČENJA FIKSNIM APARATIMA**

## **REZIME**

Ciljevi studije su bili: utvrđivanje i poređenje percepcije bola kod pacijenata na početku terapije fiksnim ortodontskim aparatima nakon ligiranja nikl titanijumskih (NiTi) žica šest različitih proizvođača; ispitivanje morfologije i mogućih promena sadržaja Ni i Ti u površinskom sloju legure, kao i otkrivanje moguće veze između percepcije bola i strukture ortodontskih žica.

Grupa ispitanika se sastojala od 189 osoba (84 muškarca i 105 žena). Svakom pacijentu je ligirana jedna od šest nitinolskih žica različitih proizvođača, prečnika 0.014" raspoređenih metodom slučajnog izbora, koja je u ustima bila mesec dana. Pacijanti su dobili da popune modifikovani McGill upitnik za bol sa VAS-om koji je zatim analiziran, a rezultati su statistički obrađeni. Nove i korišćene žice nakon mesec dana su podvrgnute SEM i EDS mikroanalizi radi utvrđivanja sadržaja Ni i Ti, kao i morfoloških karakteristika površine legure.

Nije pronađena statistički značajna razlika u percepciji bola između grupa ispitanika sa različitim žicama. Bol se najčešće javljao nakon 6 sati, kao pritisak u zubima provociran žvakanjem, trajao je 2 dana i prestajao bez upotrebe analgetika. Uočena je promene u sadržaju Ni i Ti između novih i korišćenih žica, kao i drugačija površinska morfologija.

Površinska struktura ortodontske žice, nakon izlaganja uslovima usne duplje, podleže promenama u sadržaju Ni i Ti koje nisu povezane sa percepcijom bola kod ispitanika.

Ključne reči: bol, ortodoncija, NiTi žice, biokompatibilnost

Naučna oblast: Stomatologija

Uža naučna oblast: Ortopedija vilica

**INFLUENCE OF STRUCTURAL PROPERTIES OF ORTHODONTIC  
WIRES ON BIOCOMPATIBILITY AND PAIN PERCEPTION AT THE  
BEGINNING OF TREATMENT WITH FIXED ORTHODONTIC APPLIANCES**

**SUMMARY**

The aims of this study were: to investigate and compare pain perception of patients at the beginning of orthodontic treatment with fixed appliances after insertion of six different archwires; to examine alterations in Nickel (Ni) and Titanium (Ti) surface composition and morphology in as received and retrieved archwires; to establish any possible connection between pain perception and structure of the nickel titanium (NiTi) alloy.

The study group consisted of 189 orthodontic patients, 84 males and 105 females. Following insertion of 0.014" NiTi archwires from six different manufacturers, which was performed by random selection, a modified McGill pain questionnaire with VAS, comprising of questions regarding intensity, provocation, beginning, duration, quality of pain and analgesic consumption was given to each patient. As-received and retrieved archwires (after one month) were subjected to SEM and EDS micro analyses.

No significant differences were found between groups of patients with different archwires in terms of perception of pain. In all groups of patients, pain was provoked by chewing, perceived as a pressure starting after 6 hours, lasted 2 days and decreased without pain medication. SEM and EDS showed changes in Ni and Ti content in as-received and retrieved archwires with visible alterations of alloy surface topography.

Intraoral exposure of different NiTi archwires alters the content of Ni and Ti in surface layers as well as their morphology, but the relation to pain perception was not found.

Key words: pain, orthodontics, NiTi archwires, biocompatibility

Scientific field: Dentistry

Speciality: Orthodontics

# **SADRŽAJ**

<b>1.</b>	<b>UVOD</b>	1-2
<b>2.</b>	<b>PREGLED LITERATURE</b>	3-46
	2.1. ORTODONTSKE ŽICE OD NITI LEGURE	
	<b>2.1.1. Memorija oblika</b>	
	<b>2.1.2. Superelastičnost</b>	
	<b>2.1.3. Klasifikacija NiTi žica</b>	
	<b>2.1.4. Proizvodnja žice od NiTi legure</b>	
	<b>2.1.5. Hemijski sastav legure</b>	
	<b>2.1.6. Biokompatibilnost ortodonstskih NiTi žica</b>	
	<b>2.1.7. Ispitivanje biokompatibilnosti stomatoloških materijala</b>	
	<b>2.1.8. Ispitivanje biokompatibilnosti ortodontskih žica</b>	
	2.2. BOL	
	<b>2.2.1. Biološki aspekti bola</b>	
	<b>2.2.2. Mehanizam nastanka bola</b>	
	<b>2.2.3. Percepcija i karakterizacija bola</b>	
<b>3.</b>	<b>CILJEVI</b>	47
<b>4.</b>	<b>UČESNICI U STUDIJI, MATERIJAL I METODE</b>	48-54
	4.1. LABORATORIJSKO ISPITIVANJE	
	4.2. KLINIČKA STUDIJA	

5.1. HEMIJSKI SASTAV POVRŠINE ORTODONTSKIH ŽICA

5.2. PRIKAZ POVRŠINE ŽICA POD SEM

5.3. REZULTATI KLINIČKOG DELA STUDIJE

**5.3.1. Starost, pol i izraženost anomalije**

**5.3.2. Provokacija bola**

**5.3.3. Lokalizacija bola**

**5.3.4. Vrsta bola**

**5.3.5. Intenzitet bola**

**5.3.6. Početak bola**

**5.3.7. Trajanje bola**

**5.3.8. Prestanak bola**

**5.3.9. Upotreba analgetika**

**5.3.10. Poredjenje kategorija bola**

**za sve ispitanike po vrsti žice**

**5.3.11. Poredjenje kategorija bola**

**u zavisnosti od vrste teskobe po vrsti žice**

**5.3.12. Poredjenje kategorija bola u zavisnosti od pola po vrsti žice**



6.	<b>DISKUSIJA</b>	120-147
6.1.	ISPITIVANJE BIODOKOMPATIBILNOSTI ORTODONTSKIH ŽICA	
6.2.	STRUKTURA POVRŠINE ORTODONTSKIH ŽICA	
6.3.	BOL	
6.3.1.	<b>Faktori koji utiču na percepciju bola</b>	
6.3.2.	<b>Upitnik</b>	
6.3.3.	<b>Faktor provokacije</b>	
6.3.4.	<b>Utjecaj vrste i debljine žice i izraženosti malokluzije na intenzitet bola</b>	
6.3.5.	<b>Vrsta bola</b>	
6.3.6.	<b>Lokalizacija bola</b>	
6.3.7.	<b>Početak i vreme trajanja bola</b>	
6.3.8.	<b>Upotreba analgetika</b>	
7.	<b>ZAKLJUČCI</b>	148-149
8.	<b>LITERATURA</b>	150-177
9.	<b>PRILOZI</b>	178-180
	PRILOG 1	
	PRILOG 2	
	PRILOG 3	
10.	<b>BIOGRAFIJA AUTORA</b>	181

## UVOD

Idealan žičani luk koji se koristi u ortodontskoj terapiji treba da omogući kontinuirane, slabe sile da bi pomeranje zuba bilo u biološkim okvirima. Kada na zub deluje slaba sila, dolazi prvo do promena u periodontalnom ligamentu (PDL) koji se sastoji od ćelija i vezivnog tkiva i drži zub u alveoli. Dejstvom sile, u PDL-u koji je na suprotnoj strani od dejstva sile, dolazi do sabijanja vlakana, diferencijacije mezenhimalnih ćelija u osteoklaste i frontalne resorpcije kosti, što omogućava stvaranja prostora za pomeranje zuba na tu stranu. Na strani dejstva sile, vlakna se rastežu, dolazi do povećanja prostora u PDL-u, diferencijacije osteoblasta i produkcije nove kosti koja popunjava novonastali prostor. Ukoliko je sila jaka, umesto diferencijacije osteoklasta na strani kompresije, dolazi do prekida cirkulacije u PDL-u i sterilne nekroze. Nekrotična zona se naziva "hijalinizovana" i u njoj je onemogućena diferencijacija osteoklasta. Proces pomeranja zuba u željenom pravcu se odlaže do pojave osteoklasta u susednom koštanom tkivu odmah uz PDL. Ovakva resorpcija kosti naziva se podminirajuća jer se odigrava van PDL-a. (Proffit i sar., 2000). Dejstvo jakih sila na zub uzrokuje hijalinizaciju i podminirajuću resorpciju, odlaganje pomeranja zuba i pojavu bola kod pacijenta. Iz tog razloga, u ortodontskoj terapiji je poželjna primena slabih, bioloških sila (Kusy, 1997).

U savremenoj ortodonciji, terapeutu su na raspolaganju žičani lukovi izrađeni od različitih materijala: nerđajućeg čelika, legure kobalta i hroma, legure nikel-titana, kao i beta-titanski lukovi. U zavisnosti od faze terapije, ortodont treba da izabere luk koji je za datu situaciju najbolji. Lukovi od legure nikel-titana (NiTi) imaju izuzetne osobine kao što su memorisanje zadatog oblika, superelastičnost, otpornost na koroziju, dobre mehaničke karakteristike, kao i biokompatibilnost (Gil i sar., 2004).

Istraživanja biološkog odgovora na pomeranje zuba kao i jačine sile koja je najbolja za optimalno pomeranje zuba u ortodonciji, dovela su do zaključka da blage ortodontske sile proizvode minimalnu hijalinizaciju tkiva čime se sprečava podminirajuća resorpcija i postiže brzo pomeranje zuba. Takođe, neophodni su periodi odmora za tkivo, pa je aplikacija intermitentnih sila poželjna (Bishara, 2001). Da bi ortodont pravilno izabrao žicu za određenu fazu terapije treba da bude upoznat sa jačinom sile koja mu je potrebna, a koju žica proizvodi, elastičnim radnim opsegom žice, mogućnošću lemljenja, opornosti na koroziju i njenom biokompatibilnošću (Brantley i Eliades, 2001). Idealni žičani luk u ortodonciji treba da zadovolji sledeće kriterijume: da istovremeno ima veliku snagu, a da nije krut, da ima nizak modul elastičnosti, mogućnost savijanja, lemljenja, elastičnost, malo trenje sa bravicama, biokompatibilnost, otpornost na taloženje plaka, nisku cenu i da je estetski prihvatljiv (Proffit i sar., 2000; Kusy, 1997). Sve ove karakteristike je nemoguće pronaći u jednoj vrsti žice, tako da se, u različitim fazama terapije, najbolji rezultati postižu korišćenjem žica sa određenim svojstvima koja su primerena toj fazi terapije.

Tokom *prve faze* ortodontske terapije, nivelacije i ravnjanja zuba, poželjno je da postoji velika elastičnost žice koja proizvodi blage sile, kako bi se zubi postavili u pravilan položaj. Imajući u vidu elastičnost, krutost i modul elastičnosti žice, predlažu se dve vrste, a to su: upredene žice od nerđajućeg čelika i NiTi žice.

Kako ortodontska terapija napreduje, u *drugoj fazi*, kad je potrebno zatvaranje ekstrakcionih prostora i korekcija zagrižaja, beta-titanske žice, zahvaljujući njihovoj krutosti, ali i mogućnosti savijanja jesu lukovi izbora.

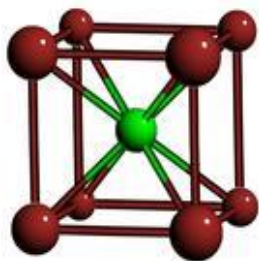
U *završnoj fazi* terapije kada je neophodna stabilizacija postignutih rezultata, mala pomeranja zuba i krutost žice, čelični lukovi, kao i beta-titanski lukovi se najviše koriste (Kusy, 1997; Kusy i Greenberg, 1982).

# 1. PREGLED LITERATURE

## 2.1. ORTODONTSKE ŽICE OD NiTi LEGURE

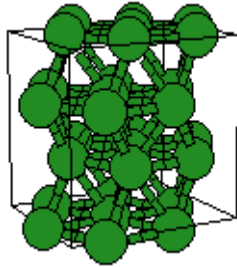
NiTi leguru je pronašao, ranih 1960-tih godina metalurg Buehler radeći na stvaranju legure za potrebe kosmičkih letelica, koja je trebalo da ima sledeća svojstva: da se ne magnetiše, da je vodootporna, ne rđa i ima mogućnost pamćenja zadatog oblika u zavisnosti od temperature kojoj je podvrgnuta (termo memorija). Legura je nazvana "nitinol" i u sebi sadrži oznake za nikel (Ni), titan (Ti), dok 'nol' potiče od prvih slova imena laboratorije u kojoj je legura stvorena (Naval Ordnance Laboratory) (Buehler, 1963). Prvu ortodontsku nitinolsku žicu koja nije posedovala superelastičnost, ni termo memorijski efekta tržištu je predstavio 3M Unitek (Monrovia, USA). Nitinol u sebi sadrži ekvivalentnu proporciju nikla i titana (50% Ni:50% Ti) (Bishara, 1995). Superelastični nitinol se pojavljuje 1985. godine ("kineski NiTi") razvijen baš za potrebe ortodontije (Burstone i sar., 1985) i posedovao je veću elastičnost od nitinola. "Japanski NiTi" sa superiornim elastičnim svojstvima pojavljuje se 1986. godine (Chen i sar., 1992). Nitinoli sa termo memorijom oblika izlaze na tržište ortodontskih materijala u 1990-im godinama (Kusy, 1997).

Postoje tri osnovne strukturne faze u nitinolskoj leguri (Kim, 2004):  
*1. austenit faza* (slika 1) ima izgled telesno centrirane kristalne rešetke (body centered cubic lattice), postoji na visokim temperaturama i pri malim napreznjima.



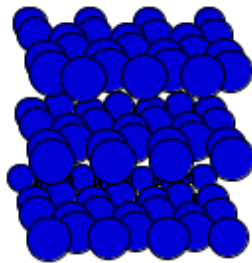
Slika 1. Izgled austenitne faze

2. *martenzita faza* (slika 2) ima monocikličnu, tricikličnu ili heksagonalnu rešetku, postoji na niskim temperaturama i pri velikim naprežanjima.



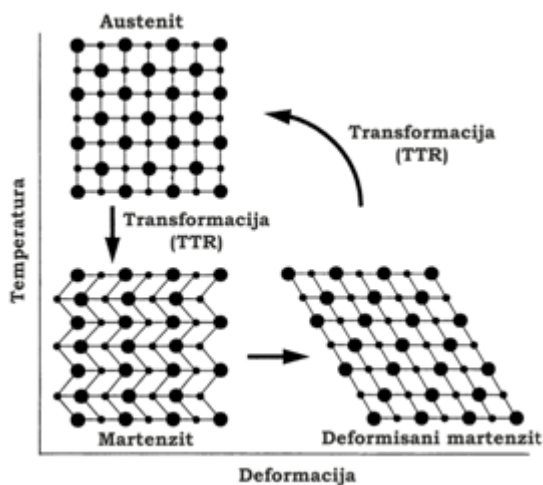
Slika 2. Izgled martenzita faze

3. *intermedijarna faza* (slika 3) ima romboidnu kristalnu rešetku. Javlja se kao međufaza prilikom reverzibilne transformacije austenita u martenzitu.



Slika 3. Izgled intermedijarne faze

Za većinu metala karakteristično je da nakon primene sile dolazi do njihove deformacije, a zatim i pucanja. Primenom sile na NiTi legure dolazi samo do preusmeravanja kristalne strukture (Su i Wu, 2004), fazne transformacije i ispoljavanja njene elastičnosti, a plastična deformacija postoji tek pri dejstvu jake sile. Dve specifične karakteristike NiTi legura koje ih odvajaju od ostalih materijala, a relevantne su u stomatologiji i ortodonciji jesu superelastičnost i memorija oblika. Obe osobine postoje kao posledica transformacije austenitne u martenzitu strukturu, bilo da je transformacija inicirana promenom temperature -*memorija oblika* ili primenom sile -*superelastičnost* (Shimizu i Tadaki, 1989) (slika 4):



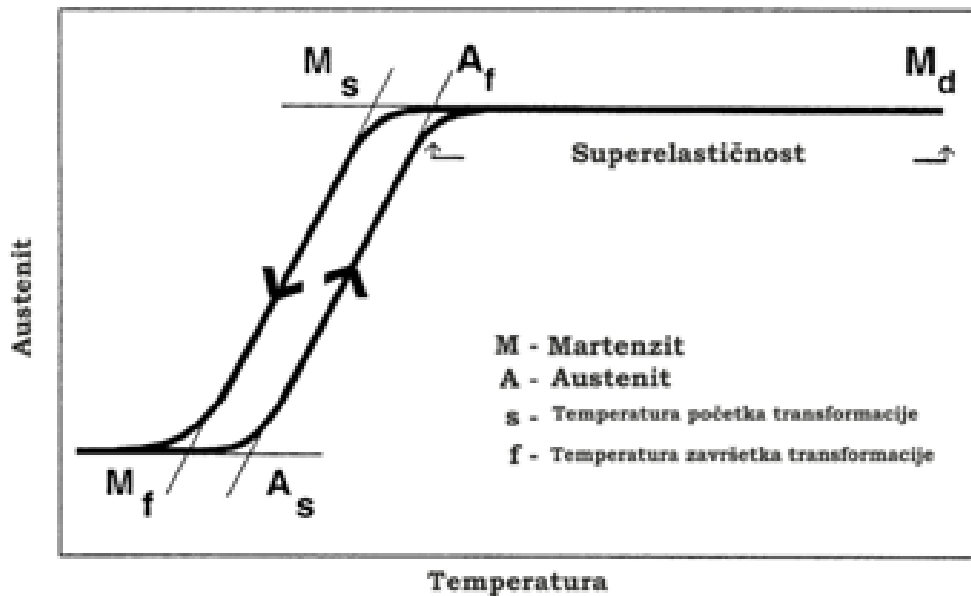
Slika 4: Prelazi između austenit i martenzit faze  
(preuzeto iz Thomson, 2000)

### 2.1.1. Memorija oblika

Sposobnost žice da se vrati u oblik koji joj je proizvodnjom određen, kada se zagreva u zadanom temperaturnom opsegu jeste termo memorija oblika žice. Kristalna struktura NiTi legure u opsegu temperaturne transformacije (transformation temperature range - TTR) prolazi kroz drastične promene u strukturi i modulu elastičnosti što je uzrokovano faznom transformacijom. Promene strukture NiTi legure u zavisnosti od temperature prikazana je na dijagramu (slika 5). Prilikom temperaturne transformacije, dolazi do promene u strukturi kristalne rešetke i prelaska austenit u martenzit strukturu i obrnuto.

Početak transformacije među fazama odigrava se na temperaturama Ms i As (temperatura starta transformacije martenzita i austenita), a kraj, na temperaturama Mf i Af (temperatura završetka transformacije martenzita i austenita) i tom prilikom ne postoji promena u makroskopskom izgledu legure. Na nižim temperaturama legura je potpuno u martenzit fazi, savitljiva je i lako se reverzibilno deformiše. Zagrevanjem, odigrava se transformacija martenzitne strukture u austenitnu sa početkom na temperaturi As i završetkom na Af (Shimizu i Tadaki, 1987). Na višim temperaturama, legura je potpuno u austenit fazi, kruta je, nalazi se u fabrički zadatom obliku i teže se deformiše. TTR za legure u kojim je odnos Ni : Ti=1 : 1 kreće se u opsegu od -50 do +100°C.

Redukcija TTR može se kontrolisati menjanjem termo mehaničkog postupka obrade prilikom proizvodnje legure, kao i menjanjem hemijskog sastava legure. Za vreme procesa proizvodnje, žici se zadaje željeni oblik, zatim ona prolazi kroz fazu obrade na visokim temperaturama kada joj se određuje i mogućnost deformacije (obično 8-10%), a stabilizuje se u procesu izvlačenja žice.



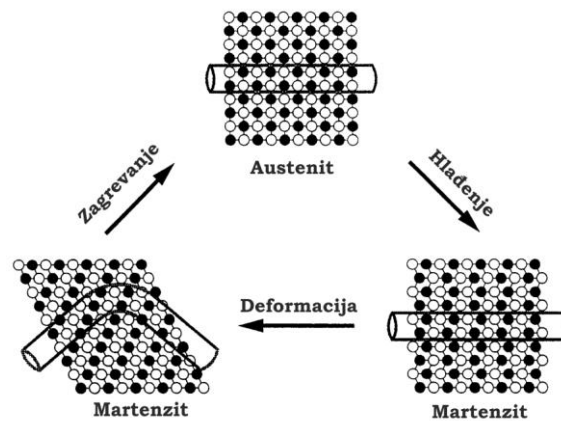
Slika 5: Dijagram temperaturne transformacije među fazama (preuzeto iz Thomson, 2000)

Legenda:

- As** temperatura na kojoj zagrevanjem počinje transformacija martenzita u austenit.
- Af** temperatura iznad koje je legura u potpunosti u austenit fazi.
- Ms** temperatura na kojoj hlađenjem počinje transformacija austenita u martenzit.
- Mf** temperatura ispod koje je legura u potpunosti u martenzit fazi.
- Md** je najviša temperatura na kojoj može da postoji martenzit.
- Af-Md** je deo u kome se ispoljava superelastični efekat legure.

Snžavanjem temperature žice koja je u austenit fazi, legura prelazi u martenzit fazu na temperaturama od Ms do Mf i postaje savitljiva (Melling i Odegaard, 1998). (slika 6)





Slika 6: Termo memorijskog efekta NiTi legure  
(preuzeto iz Fernandes i sar., 2011)

Kontrolisanjem sastava legure (Otsuka, 1998; Callister, 2008.) podešava se temperaturni opseg u kom legura ispoljava termo memorijski fenomen. Na temperaturama koje su ispod TTR-a žica može da se savija, a na višim temperaturama žica se vraća u svoj prvobitni, zadati oblik. Memorijski efekat NiTi legura povezuje se sa reverzibilnom transformacijom između austenita i martenzita fazu. Razlika u opsegu temperature na kome dolazi do prelaska austenit u martenzit fazu i obrnuto naziva se *histereza* i definiše se kao razlika u temperaturi na kojoj je 50% legure transformisano u austenit fazu zagrevanjem i 50% legure transformisano u martenzitnu fazu, nakon hlađenja. Ova razlika iznosi od 20-30°C (Funakubo, 1987).

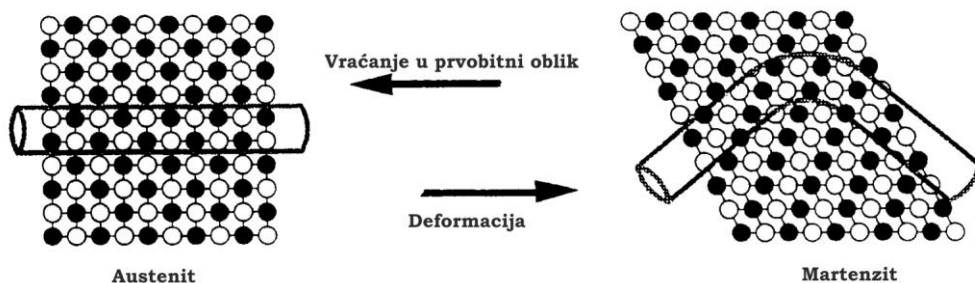
Da bi NiTi žica imala termo memorijski efekat *in vivo* i mogla da se koristi u ortodonciji, transformacija martenzit u austenit fazu mora da se odvija na temperaturama koje su jednake temperaturi u usnoj duplji ili nešto ispod nje (O'Brien, 2002). U slučaju kada je  $A_f$  na temperaturi usne duplje, žica je van usta u martenzit fazi, lako se savija, a stavljanjem u usta se zagreva poprimajući austenit fazu, kada se vraća u prvobitni, zadati oblik.

Ukoliko je  $A_f$  niža od temperature usne duplje, žica je u austenit fazi pre nego što je unešena u usta, teško se ligira jer je već kruta u ustima i manje je savitljiva. Kada je  $A_f$  nešto iznad temperature usne duplje, žica je u martenzit fazi veći deo vremena kad je u ustima, osim povišenjem temperature usled konzumiranja vruće hrane ili pića, kada prelazi u austenit. Ovom prilikom žica deluje slabim intermimentnim silama na zube za razliku od prva dva primera gde je sila kontinuirana jer je sve vreme prisutna austenit faza. Martenzit aktivne legure imaju transformaciju na temperaturama između sobne i temperature tela, dok se austenit aktivne legure transformišu na temperaturama ispod sobne temperature (Water, 1992). Imajući u vidu napred navedeno, prilikom izbora NiTi žice za primenu u ortodonciji treba obratiti pažnju na TTR žice.

### **2.1.2. Superelastičnost**

Superelastičnost je, u mehaničkom smislu, analogna termo memorijskom efektu jer do transformacije faza dolazi usled naprezanja, savijanjem žice, a ne promenom temperature. Savijanje žice, tj. njeno naprezanje dovodi do iniciranja prelaska austenitne faze u lokalizovan martenzit koji je nestabilan i teško održiv na temperaturi usne duplje i prelazi reverzibilnom transformacijom u austenit čim naprezanje popusti. Ovaj proces se odigrava u ustima, na mestu gde je žica ligirana u slot bravice zalepljene za zub u nepravilnom položaju. Sila koju žica prenosi na zub posledica je njene superelastičnosti i postoji dokle god je zub u nepravilnom položaju i žica napregnuta.

Transformacija austenita u martenzit naprezanjem, a zatim transformacija martenzita u austenit prilikom slabljenja naprezanja omogućava aplikaciju konstantne sile na zube, bez menjanja makroskopskog izgleda (slika 7).

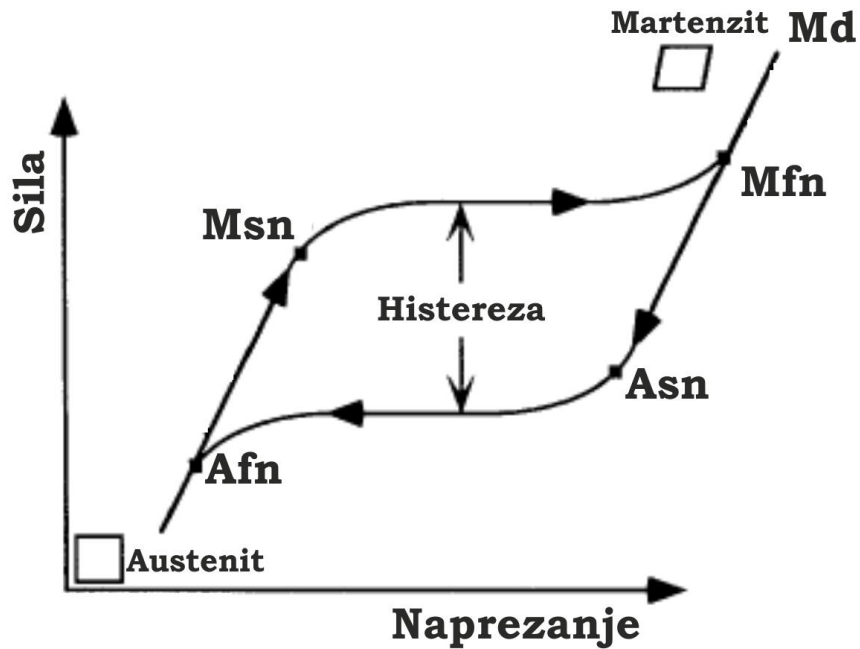


Slika 7: Superelastični efekat u NiTi leguri  
(preuzeto iz Fernandes i sar., 2011)

Superelastičnost je karakteristika legure da se podvrgne dejstvu velike sile po jedinici površine, a da ne dođe do njene plastične deformacije ili lomljenja, već da je deformacija reverzibilna i da se legura vraća u prvobitno stanje (Pattabi i sar., 2007). Elastičnost NiTi legure prevazilazi elastičnost ostalih legura za bar 10%. Da bi se uočila superelastičnost žice neophodno je da se ona savije najmanje 2 mm na rastojanju od 13 mm. Iz tog razloga, NiTi ortodontska žica pokazuje svoja superelastična svojstva tek prilikom ligiranja u slot bravica koje su zalepljene na zube koji su nepravilno raspoređeni u zubnom luku (Tonner i Waters, 1994). Karakteristike ovog tipa žice mogu se prikazati na diagramu zavisnosti sile i naprezanja po jedinici površine (slika 8). Superelastični efekat žice se ispoljava pod dejstvom naprezanja na temperaturama koje su više od  $A_f$ , dakle iznad TTR opsega. Pod dejstvom naprezanja dolazi do reverzibilne transformacije austenitne strukture u martenzitnu. Superelastičnost žice se ispoljava na delu krive između  $A_f$  i  $M_d$  (Burstone, 1985; Water, 1996). Naprežanjem inicirana martenzitna struktura se formira na mestima gde je žica ligirana za bravice i gde je savijena, tako da izgleda kao da je trajno deformisana. Na ovim mestima, žica će biti superelastična sve do trenutka, kada naprežanje, kao posledica nepravilno raspoređenih zuba, oslabi usled pomeranja zuba u bolju poziciju kada će se žica ponovo transformisati u austenit.

Prilikom transformacije austenit u martenzit fazu pod naprežanjem,  $M_d$  definiše maksimalnu temperaturu pri kojoj je moguće naprežanjem inicirati martenzit fazu (Hodgson i Brown, 2000).  $M_d$  je iznad  $A_f$  što omogućava žici da zadrži austenitnu fazu svuda, osim na mestima gde je primenjena sila i gde postoji "naprežanjem inicirana martenzitna faza". Na temperaturama većim od  $M_d$ , legura nema sposobnost reverzibilne transformacije, već se plastično deformiše i puca (Husmann i sar., 2002). Na dijagramu zavisnosti sile i naprežanja (slika 8) se uočavaju tri faze. Početna i završna krivina su date Young-ovim modulom elastičnosti. Transformacija austenit faze u martenzit fazu izazvana naprežanjem žice pokazuje zaravnjeni deo dijagrama-plato.

Plato pokazuje da žica ne prati Hook-ov zakon, tj. da postoji malo povećanje jačine sile koju žica proizvodi kada se savija prilikom ligiranja u slot bravice. Superelastične žice pokazuju i histerezu (naprežanje i oslobađanje žice od naprežanja ne dovodi do istog efekta) i kao rezultat dolazi do toga da žica ne proizvodi istu jačinu sile kao ona koja je na nju delovala (Melling i Odegaard, 2001; Zarinejad i Liu, 2008). Veličina histereze zavisi od sastava legure.



Slika 8: Superelastični efekat iznad TTR opsega  
Dijagram zavisnosti sile i naprezanja

Legenda:

- Msn-** naprežanje koje inicira transformacija austenita martenzita.
- Mfn-** stabilni martenzit.
- Asn-** smanjivanje naprežanja pri kome počinje reverzibilna transformacija martenzita u austenit.
- Afn** stabilni austenit.
- Md** nije moguće izazvati faznu transformaciju naprežanjem.
- Af i Md** deo dijagrama u TTR u kome se ispoljava superelastični efekat legure.

### 2.1.3. Klasifikacija NiTi žica

U zavisnosti od toga koja strukturna faza preovlađuje u uslovima usne duplje, NiTi ortodontske žice se mogu klasifikovati u:

- *Konvencionalne nitinolske žice;*
- *Superelastične ortodontske žice;*
- *Žice koje poseduju memoriju oblika-termo memorijske.*

*Konvencionalne nitinolske žice - martenzit stabilne žice* ne poseduju superelastične karakteristike kao ni memoriju oblika. Ove žice su pretežno u martenzit fazi,  $A_f$  temperature su znatno više od sobne temperature, kao i temperature usne duplje. U pitanju su nitinol žice čija je dobra osobina da nisu krute, tako da je jačina sile koju proizvode prilikom savijanja petina sile koju bi proizvodila čelična žica istog prečnika (Goldberg i sar., 1983).

*Superelastične žice - austenit aktivne žice* su aktivne na sobnoj temperaturi i u ustima,  $A_f$  je niža od sobne i temperature usne duplje. U ustima, žica je u austenit fazi koja na mestima naprezanja prelazi u martenzitnu fazu koja je manje kruta, ima modul elastičnosti od 31-35 GPa i zateznu čvrstoću od 1.4-4.7 GPa. Austenitna faza pokazuje veću krutost, ima modul elastičnosti od 84-98 GPa i zateznu čvrstoću od 0.84 GPa (radi poređenja, modul elastičnosti čelika je 200 GPa, a zatezna čvrstoća 2.1 GPa) (Stush i Kusy, 1987). Ove žice prolaze kroz faznu transformaciju kada se saviju pod naprežanjem, tako što austenitna faza prelazi u martenzitnu, a zatim, reverzibilnom transformacijom, nazad u austenitnu smanjivanjem naprežanja. Žica pruža duge periode kontinuirane sile u poređenju sa konvencionalnim nitinolom. Fazna transformacija se ne odigrava pod dejstvom temperaturne promene već samo naprežanjem prilikom ligiranja žice u bravice zalepljene na zubima (Uehara i Tamai, 2006).

*Termo memorijske žice - martenzit aktivne žice* imaju mogućnost da memorišu oblik koji im je zadat i da se u njega vraćaju u određenom temperaturnom opsegu. Temperatura usne duplje dovodi do transformacije martenzitne faze u austenitnu, vraćajući joj prvobitni oblik (Colluzi i sar., 1996; Mullins i sar., 1996).

Da bi ortodontska žica ispoljila termo memorijski efekat u ustima neophodno je poznavanje TTR i Af (Dalstra i Melsen, 2004).

Kada je Af=27° C žica ispoljava i termo memoriju i superelastičnost, u ustima je u austenit fazi, proizvodi kontinuiranu silu i teže se ligira kod izražene teskobe i rotacija. Na mestima ligiranja u bravice dolazi od naprežanjem iniciranog martenzita, koji se transformiše u austenitnu fazu prilikom ravnjanja zuba. Ova žica je primenljiva u fazi nivelaciju kod osoba sa normalnim pragom bola i parodontalno zdravih zuba kada se želi brža nivelacija.

U slučaju kad je Af=35° C žica ispoljava termo memoriju, proizvodi blagu, kontinuiranu silu, lako se ligira, pogodna je za nivelaciju zuba kod osoba sa nižim ili normalnim pragom bola, normalnog ili blago kompromitovanog zdravlja parodontalnih struktura.

Kod žica sa Af=40° C termo memorijski efekat se ispoljava tek nakon uzimanja vruće hrane ili tečnosti, kada žica deluje na zube intermitentnom silom. Ove žice nalaze primenu u fazi nivelacije kod osoba koje su osetljive na bol i u slučajevima kompromitovanog zdravlja parodontalnih struktura. U fazi nivelacije moguće je koristiti i žice pravougaonog prečnog preseka.

Graduisane termodinamičke žice-imaju različitu Af u anteriornim i bočnim zonama zubnog niza pružajući slabiju silu na prednjim u odnosu na bočne zube (80g na prednjim, 300g na bočnim zubima).

Termo memorijske žice su vrlo osetljive na promene u procesu proizvodnje, vrlo često su inaktivne zbog lošeg izbora TTR-a i pri malim poprečnim presecima često ne deluju adekvatnom silom na zube, skuplje su od superelastičnih žica, kao i klasičnog nitinola, a često konzumiranje hladne hrane i pića ih deaktivira.

Idealna termo memorijska ortodontska NiTi žica treba da ima sledeće karakteristike:

- da je savitljiva na sobnoj temperaturi tako da može lako da se ligira u slotove bravica koje su zalepljene na nepravilno postavljene zube,
- da se aktivira pod dejstvom toplote u usnoj duplji,
- da je potpuno aktivna na temperaturi usne duplje i potpuno pasivna na nižim temperaturama, tako da ortodont ima dovoljno vremena da ligira žicu pre nego što ona iz pasivne pređe u aktivnu fazu,
- da proizvede ortodontski relevantnu silu.

Karakteristike NiTi žice zavise od hemijskog sastava i termo mehaničke obrade u toku procesa proizvodnje.



#### 2.1.4. Proizvodnja žice od NiTi legure

Legure nikla i titana su vrlo osetljive na promene u hemijskom sastavu, kao i u samom procesu proizvodnje. Prilikom proizvodnje legura prolazi kroz sledeće faze:

- topljenje i izlivanje
- oblikovanje
- formiranje
- finiširanje

Topljenje i izlivanje: Tokom ovog procesa, legura se topi na 1400°C, uliva u kalupe i ostavlja da se hladi. Legura je izuzetno reaktivna, naročito sa kiseonikom zbog čega se ceo proces obavlja u vakuumu ili komori sa inertnim gasom. Topljenje legure-ingota se izvodi nekoliko puta u cilju dobijanja homogene strukture, a zatim se prilikom hlađenja oblikuje se u šipke, palice ili ploče. Tako oblikovan ingot se hladi na konstantnoj temperaturi, koja zavisi od vrste legure. Hemijski sastav, temperatura i brzina topljenja i hlađenja utiču na oblik i veličinu granulacije legure. (Kalpakian i Schmid, 2000). Legura je izuzetno osetljiva na promene u sastavu nikla i titana, naročito ukoliko se povećava sadržaj nikla, tako da promene od samo 1% dovode do promene od 100°C u TTR-e. Dalje oblikovanje ingota podrazumeva njegovu deformaciju i to kroz proces oblikovanja.

Oblikovanje se sprovodi valjanjem i izvlačenjem ingota na temperaturama od 850-950°C (Muller, 2000) što predstavlja njegovo kaljenje, a zatim se legura hladi na vazduhu ili u peći. Ovom prilikom, zagrevanje se smenjuje sa oblikovanjem prilikom hlađenja, razbija se postojeća struktura izlivenne legure i unapređuju mehaničke karakteristike.

Optimalna temperatura za oblikovanje legure sa najmanjim površinskim zagađenjem kiseonikom je 800°C (Suzuki, 1998).

Tokom valjanja, krupno zrnasta struktura ingora se usitnjava i postaje finija, a ingot koji je nakon valjanja dobio oblik šipke, provlači se kroz presu čime se redukuje u prečniku (Wu, 2001). Vodi se računa o jačini sile koju presa produkuje da ne bi došlo do lomljenja, kao i o brzini porvlačenja koja se kreće od 1-50 m/sec. Redukcija u veličini poprečnog preseka je 15-25% ukoliko je manji početni presek ili 20-45% ukoliko je početni presek ingota veći. Smanjenje poprečnog preseka za više od 45% dovodi do lomljenja (Kalpakian i Schmid, 2000). Okrugla žica se dobija postupkom izvlačenja, a četvrtasta valjanjem kroz prese pri čemu je moguće postići dimenzije prečnika do 0.010" (0.25 mm), ili širinu do 5" (125 mm). Preciznost u dimenzijama žice koja se dobije izvlačenjem je  $\pm 0.013$  mm u odnosu na toleranciju prilikom valjanja kroz presu koja je  $\pm 10\%$  (Matsuo i sar., 1996). Mogućnost oblikovanja žice umnogome zavisi od sadržaja nikla, tako što sa povećanjem njegovog sadržaja, naročito preko 51%, otežava oblikovanje.

Formiranje se odvija u specijalnim mašinama uz temperaturni tretman tako da se dobija krajnji proizvod. Programiranje uzorka za memoriju oblika podrazumeva hlađenje ispod  $M_f$  uz savijanje u željeni oblik, zatim zagrevanje iznad  $A_f$  dozvaljavajući mu da zauzme austenitnu strukturu. Procedura se ponavlja 20-30 puta, tako da se po završetku dobija željeni, programirani oblik iznad  $A_f$ . Programiranje uzorka za superelastični efekat izvodi se tako da se uzorak savija malo iznad  $M_s$ , a zatim se hladi do ispod  $M_f$ . Zagrevanjem iznad  $A_f$ , uzorak poprima svoju programiranu austenit fazu. Svako zagrevanje i hlađenje traje od 10-100 minuta (Shabalovskaya i sar., 2003).

Finiširanje je proces kom se pristupa nakon temperaturnog tretiranja žice sa žučkasto-plavkastom ili crnom površinom koja potiče od sloja oksida. Slojevi oksida, kao i mikropukotine, uklanjaju se peskiranjem, poliranjem ili hemijskim nagrivanjem. Dobrim izborom metode za poliranje žice, dobija se površina koja je sjajna kao ogledalo.

Nakon poliranja, u kontaktu sa kiseonikom, sloj titan-oksida se stvara na površini žice i on igra važnu ulogu u pasivizaciji žice i njenoj otpornosti na koroziju. Mehanički polirane površine, iako izuzetno glatke i sjajne, više su podložne koroziji od površina koje su hemijski nagrivanе.

Najbolji rezultati u finišanju postižu se korišćenjem lasera, fotohemijskog nagrivanja ili elektropoliranjem (Lin i sar., 2001). U cilju dalje zaštite žice, moguće je presvlačenje površine slojem titan-nitrida ili epoksi smolom, zlatom ili nekim polimerima. Presvlačenje se sprovodi elektrolizom ili procesima koji nisu elektrolitički (Rice i Burt, 2000; Vanugopalan, 2000). Titan-nitrid najviše doprinosi poboljšanju tvrdoće i redukciji trenja sa metalima u kontaktu, a epoksi smole daju estetski izgled. Oba zaštitna sloja nemaju mnogo udela u zaštiti od korozije (Kim i Johanson, 1999).

### **2.1.5. Hemijski sastav legure**

NiTi legura ima ekvatomsku proporciju nikla i titana (Miller i Lagoudas, 2001) i njena TTR je izuzetno osetljiva na promenu elementarnog sastava. Kada je odnos Ni:Ti = 1:1 TTR je u opsegu od -50 do +100°C. Povećanjem sadržaja nikla ili dodavanjem bakra leguri moguće je redukovati TTR (Thompson, 2000). Svaka promena u hemijskom sastavu od 150 ppm menja TTR za 1°C, a povećanje sadržaja nikla dovodi do redukcije u Af. NiTi legure sa sadržajem nikla preko 50.5% atomske mase se sporo raspadaju prilikom hlađenja sa visokih temperatura ili prilikom kaljenja na temperaturama preko 300-500°C.

Krajnji proizvod je mešavina  $TiNi_3$  i  $TiNi$  i  $Ti_3Ni_4$  koji se javlja na početku kaljenja, ojačava leguru i omogućava njen oporavak nakon oblikovanja, smanjuje temperaturu martenzit transformacije i povećava naprezanje koje je potrebno za transformaciju na određenoj temperaturi. Sadržaj nikla od 50.0-50.5% atomske mase (at.) ne dovodi do precipitacije  $Ti_3Ni_4$  čime se onemogućava kaljenje na temperaturama od 300-500°C. Povećanje sadržaja nikla preko 55% at. dovodi do formiranja stabilnog  $TiNi_3$  i poželjne karakteristike NiTi legure se smanjuju.

Supstitucija nikla i titana drugim elementima u leguri menja TTP, kao i karakteristike termo memorije oblika, pa se uvođenje vanadijuma, hroma, mangana ili aluminijuma snižava TTP. Zamena nikla bakrom ili gvožđem snižava temperaturu transformacije martenzita, a gvožđem uvodi R fazu čime redukuje temperaturnu histerezu. Dodavanjem 0.5% at. bakra leguri radi redukcije temperature transformacije na 27°C, sužava se polje histereze i stabilizuje legura. Sadržaj bakra od 5-6 % at. pojačava snagu legure (Gil i Planell, 1999; Parvizi i Rock, 2003, Callister, 2008) ali dodavanje više od 10% at. bakra čini leguru krutom i ugrožava mogućnost formiranja željenih oblika. CuNiTi žice se proizvode sa TTR od 27°C, 35°C ili 40°C (Quintao i Brunharo, 2009).

Prisustvo kiseonika u leguri je normalno do određene granice i on reaguje sa niklom i titanom stvarajući kompleksni oksid ( $Ti_4Ni_2O$ ) koji je rasejan po površini legure. Kiseonik vezuje dva atoma titana za jedan atom nikla čime se povećava količina nikla u preostalom matriksu. Potpuno isto se ponaša i ugljenik (Yarinejad i Liu, 2008). Proizvođači NiTi ortodontskih lukova, obično, u specifikaciji ne navode sadržaj legure, kao ni TTR. Navođenje samo pojedinih karakteristika ortodontskih lukova ne daje mogućnost ortodontu da se sa preciznošću opredeli za odgovarajuću žicu koja bi mu najviše odgovarala kod određenog pacijenta ili u određenoj fazi terapije.

Veliki broj ortodontskih žica na tržištu, bez jasne specifikacije dovodi do zabune, korišćenja neadekvatnih lukova, kao i oslanjanju terapeuta na iskustvo. Iako je superelastičnost i memorija oblika poželjna karakteristika ortodontskih žica i dalje ne postoje precizni podaci o veličini sile koju proizvode, kao ni efektu na tkiva (Santoro i sar., 2001). Superiorne karakteristike NiTi ortodontskih lukova i mogućnost njihove primene u medicini i stomatologiji pozicionirale su ih na sam vrh tržišta ortodontskih materijala ali, s obzirom da se nalaze u kontaktu sa tkivima humanog organizma, neophodno i poznavanje njihove biokompatibilnosti.

#### **2.1.6. Biokompatibilnost ortodontskih NiTi žica**

Biokompatibilnost je sposobnost biomaterijala (materijal čija je namena da nadoknađuje, leči, ili zameni tkivo ili organ u telu) da obavlja svoju funkciju u ljudskom organizmu bez uzrokovanja neželjenih, štetnih lokalnih ili sistemskih efekata, uz najpovoljniji ćelijski i tkivni odgovor u specifičnoj situaciji, optimizujući tok terapije (Williams, 2003; Williams, 2008).

Postoje dva osnovna faktora koji određuju biokompatibilnost nekog materijala, a to su: 1. odgovor organizma na prisustvo biomaterijala i 2. uticaj koji biomaterijal ima na organizam prilikom svoje degradacije. U zavisnosti od reakcije koju izaziva u organizmu domaćinu, biomaterijali mogu da se podele na biološki neaktivne, biokativne, toksične, i resorptivne (Hench, 1996). Kako će se legura ponašati u organizmu zavisi od individualnih karakteristika tela domaćina (starost, zdravstveno stanje, imunološki status) i karakteristika biomaterijala (izgled površine, poroznost, otpornost na koroziju, toksičnost elemenata koji se nalaze u leguri (Klinger i sar., 1997).

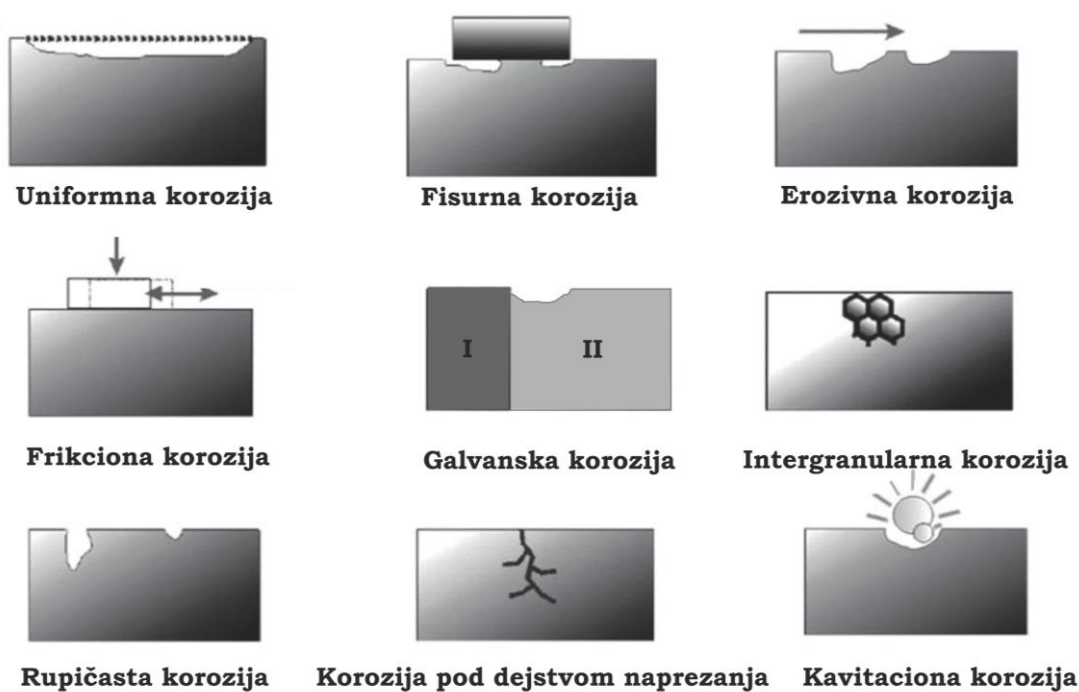
U toku proizvodnje, NiTi legure podležu nizu kontrolisanih procesa koji bi trebalo da se završe dobijanjem krajnjeg proizvoda sa pasivnom površinom (Wever i sar., 1998). Površina se sastoji, uglavnom, od sloja titan-oksida ( $\text{TiO}_2$ ) kao i nikel-oksida ( $\text{NiO}$  i  $\text{Ni}_2\text{O}_3$ ) i metalnog azota (Chan i sar., 1990; Trigwell i Selvanduray, 1997). Poliranje površine žice, i izlaganje vazduhu dovodi do formiranja titan-oksida koji ima dvojaku funkciju: da zaštiti ostatak materijala od korozije; i da kreira fizičku i hemijsku barijeru od oksidacije nikla, ostavljajući nikel dublje u leguri (Espinosa i sar., 1993; Kaczmarek, 2007). Kompozicija sloja oksida se menja posmatrajući je od unutrašnjosti metala ka površini i nije svuda iste debljine. Sloj oksida varira od 2-20 nm.

Nikel se rastvara brže od titana jer je njegov oksid nestabilniji, tako da se površina NiTi ortodontskih žica obično karakteriše prisustvom neregularnih struktura koje izgledaju kao ostrva koja su stvorena na mestima njegovog rastvaranja (Oshida i sar., 1992). Narušavanje kontinuiteta površine žice u ustima nastaje usled korozije koja predstavlja degradaciju metala nastalu kao posledica hemijske reakcije metala i okoline. U slučaju korozije ortodontskih žica u ustima, veliku ulogu igra sredina u kojoj se žice nalaze. Osim pljuvačke, čiji se pH menja, velika upotreba proizvoda koji sadrže fluor direktno utiče na koroziju metala u ustima oštećujući zaštitni sloj titan-oksida. Korišćenje tečnosti za ispiranje usta, gelova i paste za zube sa fluorom doprinosi nastanku, fisurne, frikcione, kao i korozije prilikom naprežanja. Studije su pokazale pojačano oslobađanje nikla iz NiTi žica kod osoba koji koriste fluorisane paste za zube (Huang, 2003; Schiff, 2005).

Korozija NiTi žica u uslovima usne duplje može biti (slika 9):

- *Uniformna*
- *Fisurna*
- *Erozivna*
- *Frikciona*
- *Galvanska*
- *Intergranularna*
- *Rupičasta*
- *Korozija pod dejstvom naprezanja*
- *Kavitaciona*

## Vrste korozije



Slika 9: Vrste korozije  
(preuzeto od Chaturvedi, 2008)

*Uniformna korozija* nastaje zbog specifičnosti usne duplje, tj. stalnog menjanja sastava medijuma koji čini pljuvačka, rastvorena hrana i piće. Na mestima gde sloj oksida nije potpuno formiran ili je tanak, a struktura unutrašnjosti metala homogena, dolazi od formiranja hidroksida koji se kače za spoljašnji omotač žice dovodeći do degradacije metala.

*Fisurna korozija* nastaje na mestima gde se dve površine nalaze jedna uz drugu, tako da je otežana razmena kiseonika (najčešće na mestima gde gumene ligature naležu na žicu) i uz redukciju pH i povećavanjem koncentracije hlorida, narušava se inertnost pasivnog sloja oksida. Recikliranje ortodontskih lukova ubrzava nastanak fisurne korozije (Eliades i sar., 2001).

*Eroziivna korozija* nastaje kao posledica stalnog protoka korozivne tečnosti (na pr. tečnosti za ispiranje usta) preko površine metala. U zavisnosti od brzine protoka korozivne tečnosti uklanja se zaštitni sloj i ubrzava degradacija metala.

*Frikciona korozija* nastaje kao posledica kontakta dve metalne površine, kao što je žica u slotu bravice kada se ubrzava gubitak pasivnog sloja i destrukcija metala (Kruger, 1983; Williams i Williams, 1996).

*Galvanska korozija* nastaje kao posledica prisustva raznorodnih metala u ustima (manje plemenita legura postaje anoda i korodira (najčešće između bravica i žice) (Tufekci, 2002; Ilijima, 2005).

*Intergranularna korozija* nastaje na spoju nehomogenih delova u strukturi metala, kao posledica precipitacije ugljenika (Choubey, 2004).

*Rupičasta korozija* nastaje u slučaju kada je prisutan hlor. Narušava se inertnost žice, stvaraju se rupice na metalnoj površini koje predstavljaju malu anodu u odnosu na veliku katodu koju predstavlja okolina, što može da dovede do vrlo brze destrukcije legure i oslobađanja elemenata iz nje. Rupičasta korozija se može delimično sprečiti prevlašenjem zaštitnog sloja TiAlN (Liu i sar., 2005).



*Korozija pod dejstvom naprezanja* nastaje kao posledica dejstva sile uvrtnanja u korozivnom medijumu. Kod velikih naprezanja žice ligirane za bravice koje su zalepljene na zubima na mestima izrazite teskobe i prisutnih rotacija, površina žice koja je pod velikim naprezanjem predstavlja anodu. Česta su lomljenja žice kao posledica korozije pod dejstvom naprezanja (Matasa, 1995; Lin, 2006; Chaturvedi, 2009).

*Kavitaciona korozija* nastaje na mestima postojanja nehomogene strukture metala i šupljina nastalih u toku procesa proizvodnje. Defekt u proizvodnji žice sa šupljinom ispunjenom vazduhom je mesto gde dolazi do propadanja metala.

Korozija može u manjoj meri biti spečena prevlačenjem žica titan nitridom ili epoksi smolama, kao i dodavanjem inhibitora korozije u rastvor u kome se drže ortodontske žice. Sličan efekat, pružaju neki proteini iz pljuvačke formirajući film na površini žice koji deluje kao inhibitori korozije. Sadržaj i debljina proteinskog filma zavisi od uslova u usnoj duplji svake osobe, kao i vremenu koje žica provodi u ustima. Organske komponente filma su alkoholi, amidi, karbonati, natrijum-hlorid, kalijum-hlorid i kalcijum-fosfat.

Preventivne mere tokom ortodontske terapije u sprečavanju korozije su sledeće:

- izbegavati unošenje jako slane hrane jer joni hlora iz soli u kombinaciji sa vodonikom dovode do korozije. Hloridni joni su odlučujući u narušavanju pasivnog sloja oksida na površini žice,
- ukloniti višak ortodontskog lepka oko bravice u potpunosti,
- izbegavati kontakt raznorodnih metala prilikom skladišćenja delova fiksnog aparata,
- izbegavati recikliranje žica i bravica jer toplota prilikom sterilizacije narušava zaštitni sloj oksida.

### **2.1.7. Ispitivanje biokompatibilnosti stomatoloških materijala**

Zadatak testova za ispitivanje biokompatibilnosti materijala koji se koriste u stomatologiji jeste da se prepoznaju sastojci materijala koji bi mogli da dovedu do povrede ili oštećenja tkiva usne duplje ili organizma. Testovi biokompatibilnosti se realizuju u *in vitro* i *in vivo* uslovima koji se odigravaju na tri nivoa istraživanja (Schmalz, 2004).

Prvi nivo je testiranje materijala u laboratorijskim uslovima na biološkim sistemima (kulture ćelija, tkiva ili organa). Ovi testovi imaju za cilj da simuliraju biološku reakciju tkiva koja dolaze u kontakt sa ispitivanim materijalom i to, najčešće, kroz testove citotoksičnosti.

Drugi nivo se realizuje na eksperimentalnim životinjama, kada se vrše testovi implantacije, alergijski testovi, ispitivanje akutne i hronične sistemske toksičnosti. Ovaj nivo pruža veću preciznost i efikasnost u odnosu na prvi nivo (Čolić, 2007).

Treći nivo, koji se realizuje kroz testove primene, su testovi koji se primenjuju u kliničkim uslovima na volonterima. Ovi testovi biokompatibilnosti su najrelevantniji ali skupi, komplikovani za realizaciju sa etičkog stanovišta, vremenski ograničeni i teški za kontrolu i interpretaciju rezultata (Watacha, 2001).

### **2.1.8. Ispitivanje biokompatibilnosti ortodontskih žica**

Utvrđivanje biokompatibilnosti ortodontskih žica svodi se na ispitivanje otpornosti na koroziju i toksičnosti pojedinih elemenata u leguri, kao i mogućnosti oslobađanja tih elemenata.

Nikl, kao sastavni deo legure NiTi od koje su napravljene ortodontske žice izaziva najviše zabrinutosti sa stanovišta biokompatibilnosti. Ovog elementa u ljudskom organizmu ima ukupno oko 10 mg i jedan je od osnovnih elemenata odgovornih za pravilno funkcionisanje organa. Nedostatak u organizmu odražava se na pravilan metabolizam gvožđa, masti, glukoze i glikogena, a remeti se i aktivnost nekih enzima u jetri, srcu i bubrezima. Nikl se unosi u ljudski organizam preko pluća, uzimanjem hrane i tečnosti ili preko kože. Prosečno oralno unošenje je oko 100-600 µg/dan (Anderson, 1986; Uthus i Seaborn, 1996) a, samo mali deo se zadržava u organizmu (oko 1% se resobuje u crevima) (Andreassi i sar., 1998). Zabrinutost u medicinskoj javnosti u vezi biokompatibilnosti NiTi legura postoji, pre svega, zbog visokog sadržaja nikla i njegovog mogućeg uticaja na organizam (Williams, 1981). Kod žica koje imaju visok sadržaj nikla u leguri (>50%at.), povećava se mogućnost njegovog otpuštanja što može da dovede alergijskih reakcija, propadanja ćelija, kosti, kao i teških iritacija mišića sa mogućom nekrozom. Alergijski kontaktni dermatitis na nikl se javlja sa frekvencijom od 4% kod muškaraca, 20% kod žena (Romaguera, 1989.; Menne, 1996). Znaci alergije na nikl (iz bravica, žica ili delova pokretnog ortodontskog aparata) jesu otok sluzokože, perioralni stomatitis, gingivitis, i ekstraoralne manifestacije kao što je ekcem i osip (Lindsten i Kurol, 1997; Lee i sar., 1995). Postoji, takođe, sumnja na moguću pojavu linchen planus-a, leukolakije, bolesti bubrega i čira želuca, ali direktna veza još uvek nije ustanovljena (Cioffi i sar., 2005; Yukoyo i sar., 2005; Manaranche i Hornberger, 2007).

Hafez i sar., 2011. su sproveli in vivo istraživanje na 28 osoba sa fiksnim ortodontskim aparatima i 18 osoba u kontrolnoj grupi ispitujući viabilnost ćelija oralne mukoze i promene na DNK. Uzorak je dobijen blagim guljenjem mukoze obraza sa drvenom špatulom pre, kao i posle 3 i 6 meseci od početka terapije fiksnim ortodontskim aparatom kada je meren sadržaj nikla u ćelijama. Ispitivanje je pokazalo statistički značajan porast koncentracije nikla sa oštećenjima ćelije i promenama na DNK. Grupa osoba sa bravicama i žicama od nerđajućeg čelika pokazala je manje biološkog oštećenja, u poređenju sa grupom koja je imala ortodontske žice od legure NiTi.

Prilikom ispitivanja biokompatibilnosti legure treba uzeti u obzir ponašanje cele legure, a ne samo sadržaj metala u njoj (Bass, 1993; Takamura, 1994; Liotta, 1998), kao i činjenicu da usled postojanja korozije dolazi do gubitka zaštitnog sloja i nikla iz žice (Berger-Gorbet i sar., 1996; Huang, 2003). Fors i sar. (2012) su ispitivali prisustvo alergije na nikel kod oko 6000 učenika u Švedskoj. Učenici su popunjavali upitnik u kojima su davali podatke o načinu života, ishrane, pušenju, sprovođenju ortodontske terapije, prisustvu tetovaža, "pirsinga" i seksualne aktivnosti. Alergija je potvrđivana pozitivnom reakcijom na alergijski flaster. Od svih učesnika, 50% devojaka bilo je u terapiji fiksnim ortodontski aparatima u odnosu na 37.1% mladića. Nije pronađena statistički značajna razlika u pojavi alergije na nikel kod ispitanika koji su imali ortodontski aparat u ustima i onih koji nisu. Zaključeno je da su učesnici koji su bili u terapiji fiksnim ortodontskim aparatima imali manju učestalost alergije. Osobe koje su se podvrgle "pirsingu" nakon započete terapije fiksnim aparatima imale su manju učestalost alergije nego ispitanici koji su imali "pirsing" bez prethodnog "zaštitnog učinka" ortodontskog aparata koji je doveo da smanjenja senzibilizacije na nikel.

Alergija se češće javljala kod ženskih ispitanika i to kod onih koji su prijavili prisustvo tetovaža, "pirsinga", upražnjavanje seksa i vegetarijanski način ishrane. Pušenje cigareta i "pirsing" predstavljaju najznačajniji faktor u razvijanju alergije na nikel što se pojačava sa vremenom izloženosti.

Pored velikog broja studija koje su do danas sprovedene, nije u potpunosti potvrđena, ali ni negirana biokompatibilnost NiTi ortodontskih lukova (Costa i sar., 1994; Oller i sar., 1997; Zhou i sar., 1998; Novelli i sar., 1998; Wataha i sar., 1999; Dayan i Paine, 2001; Burgaz i sar., 2002; Zoroddu i sar., 2002; Genelhu i sar., 2005). Takođe, osim zabrinutosti ortodonata i pacijenata u vezi biokompatibilnosti materijala koji se koriste u ortodonciji, postoji i stalni strah od bola koji je, za sada, nezaobilazni deo terapije fiksnim aparatima.

Izučavanje intenziteta i kvaliteta bola kod ortodontskih pacijenta je neophodno radi pronalaženja načina za njegovu prevenciju i uklanjanje. U dosadašnjim istraživanjima ističe se važnost kontrole bola i još važnije, njegove prevencije (Keim, 2004).

## 2.2. BOL

Internacionalna asocijacija za proučavanje bola (International Association for the Study of Pain - IASP) definiše bol kao neprijatnost različite jačine koja je posledica stvarnog ili potencijanog povređivanja tela (Wall i Melzack, 1994). Bol je kompleksno iskustvo, koje u sebi sadrži fiziološku i emotivnu komponentu, uključujući psihički doživljaj i uticaje iz spoljašnje okoline. Psihološki udeo u percepciji bola je veliki i jačina bola ne mora uvek da bude u korelaciji sa jačinom stimulansa. Osoba može da oseća bol i u odsustvu bolnog nadražaja, samo kao posledicu uticaja psiholoških i kognitivnih faktora. Bez obzira na nepouzdanost bola u proceni ugroženosti organizma, ipak je potrebno ozbiljno shvatiti njegovu pojavu (Horowitz i sar., 1991).

Većina stomatologa smatra da su intervencije u ordinaciji bezbolne, ali čak 77% pacijenata ukazuje na postojanje bola prilikom stomatoloških intervencija (Klepac i sar., 1980). U studiji koja je sprovedena u Norveškoj na 2,384 odraslih osoba, 60% je potvrdilo postojanje bola prilikom stomatoloških intervencija (Vassend, 1993).

Bol je nezaobilazni aspekt ortodontske terapije i u literaturi je opisan kao glavni razlog za odbijanje njenog sprovođenja (Oliver i Knapman, 1985; Brown i Moerenhout, 1991). U istraživanju koje je sproveo O'Connor (2000) navodi se da je strah od bola tokom ortodontske terapije četvrti po redu od svih koji pacijenti dožive prilikom stomatoloških intervencija. Veliki procenat osoba navodi da je usled postojanja bola tokom terapije fiksnim aparatima došlo do promene u ishrani kao i održavanju oralne higijene (Sergl i sar., 1998; Polat i sar., 2005).

Studije koje su se bavile percepcijom bola tokom ortodontske terapije navode da je čak 70-90% belaca i 95% azijata prijavilo prisustvo bola (Oliver i Knapman, 1985; Kvam i sar., 1989; Lew, 1993; Scheurer i sar., 1996; Firestone i sar., 1999; Bergius i sar., 2002). Patel (1989) ukazuje da je 8% ispitanika prekinulo ortodontsku terapiju zbog prisutnog bola. U studiji koja je uključivala 51-u osobu, 28% poželeo da prekine ortodontsku terapiju zbog bola, a 39% je smatralo da je bol najneprijatniji deo terapije (Oliver i Knapman, 1985).

Cilj ortodontske terapije jeste, da se za najkraće vreme, uz upotrebu sila optimalnog intenziteta koje ne narušavaju biološke granice organizma, pomere zubi i vilice u funkcionalno i estetski idealnu poziciju. Uvođenjem NiTi ortodontskih žica, redukovano je vreme trajanja terapije, naročito faza nivelacije zuba, ali je bol i dalje ostao prisutan (Viazis, 1993; 1995; 1998).

Da li je primena NiTi žica u ortodonciji komforna, bezbolna, bezbedna i biološki opravdana jeste pitanje na koje medicinska javnost pokušava da odgovori od kad su se ove žice pojavile na tržištu.

Neprijatnost i bol koji se javljaju prvih nekoliko dana, na početku ortodontske terapije fiksnim aparatima, su već prihvaćeni kao nezaobilazni. Smatra se da puno faktora utiče na percepciju bola, kao što su starost i pol osobe, izraženost ortodontske nepravilnosti, psihološki, fizički, emotivni, pa čak i socijalni status.

### **2.2.1. Biološki aspekti bola**

U postojećoj literaturi nalaze se podaci da 70-95% ortodontskih pacijenta osećaj bol kao pritisak u vilicama i zubima ili neprijatan osećaj u zubima (Ngan i sar., 1989). Takođe, zabeležena je velika učestalost bola kod osoba sa fiksnim ortodontskim aparatima prilikom žvakanja i uvek kada su zubi u okluziji (Scheurer i sar., 1996).

Ipak, i pored prisutnog bola, studije su pokazale da se ortodontski pacijenti u razumnom vremenskom periodu adaptiraju na tok terapije i kako vreme odmiče, osećaj bola nije više predmet njihove pažnje (Jones i Chan, 1992; Serogl i sar., 1998). Glavni uzrok bola tokom ortodontske terapije jeste primena sile radi pomeranja zuba (Jones, 1984; Oliver i Knapman, 1985; Brown i Moerenhout, 1991; Scheurer i sar., 1996). Iako je bol uvek prisutan, još uvek nije razjašnjeno u potpunosti šta je uzrok njegove različite percepcije.

Postoje individualne varijacije u percepciji bola, tako da uz primenu sila istog intenziteta, neke osobe osećaju neizdrživ bol, dok druge prijavljuju samo blagu neprijatnost (Burstone, 1962).

Bol se javlja kao upozorenje da organizmu pretil opasnost od oštećenja. Prag bola je najslabiji osećaj koji osoba definiše kao bol. Tolerancija bola jeste najjači bol koji osoba može da podnese. Kao i prag bola, tolerancija bola ne zavisi samo od jačine bolnog stimulansa, nego je, pre svega, subjektivni osećaj.

Da bi se moglo pristupiti objašnjenju mehanizma nastanka bola tokom ortodontske terapije potrebno je upoznavanje sa fiziologijom bola. "Teorija kontrole kapija bola"- The Gate Control Theory of Pain (Melzack i Wall, 1964; Dickenson, 2002) daje značajnu ulogu mozgu u percepciji bola (slika 10). Osećaj bola, po ovoj teoriji, zavisi od kompleksne interakcije centralnog nervnog sistema (kičmene moždine i mozga) i perifernog nervnog sistema.



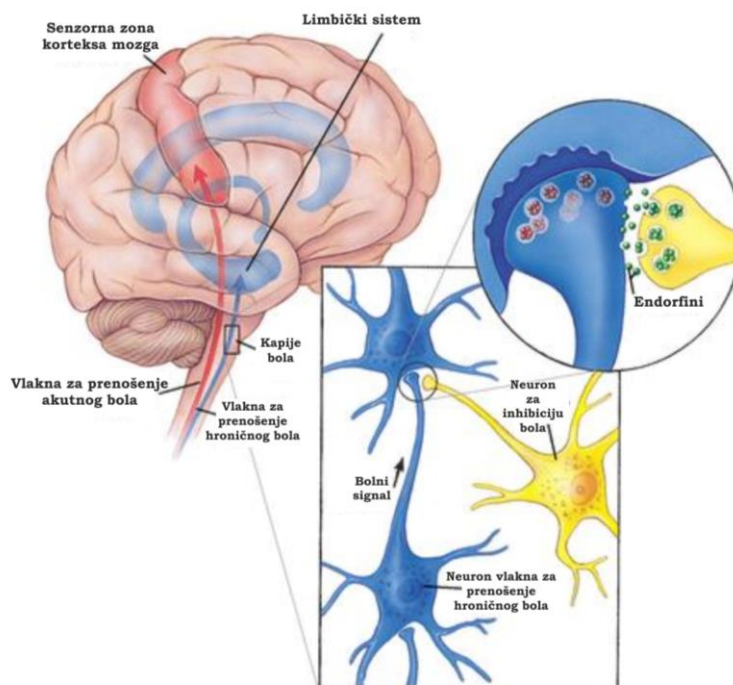
Nakon povređivanja, bolni signal putuje preko perifernih nerava do kičmene moždine i mozga. Nervna vlakna odgovorna za prenošenje bolnih stimulansa jesu mijelinska A-delta vlakna (prečnik od 4 do 20 mikrona) kojima se prenosi, brzi ili trenutni bol (akutni bol). Ova vlakne prenose mehanoreceptivne signale, pritisak, proprioreceptivne impulse i to brzinom i do 100 m/s. Nemijelinska C vlakna koja su odgovorna za prenošenje sporih, kontinuiranih signala (hronični bol) brzinom od 30 m/s imaju prečnik do 2 mikrona. Trenutni, oštri bol nastaje stimulacijom A vlakana, a tupi, hronični bol, stimulacijom C vlakana.

Da bi signal, koji preko nervnih vlakana dođe sa periferije, osoba osetila kao bol, potrebna je aktivacija složenih procesa. Informacije sa periferije se moduliraju pomoću mehanizama sličnih zatvaranju i otvaranju kapije, dakle inhibicijom ili propuštanjem signala od strane ćelija kičmene moždine. "Kapije za bol" su, ustvari, spletovi nervnih vlakana u kičmenoj moždini između perifernih nerava i mozga koji kontrolišu propuštanje bolnih signala ka mozgu. Faktori koji utiču na propuštanje bolnih signala do mozga jesu: intenzitet bolnog signala, izolovanost signala (da li je udružen ili se javlja istovremeno sa osećajem dodira, vibracije, toplote i t.d.), kao i signali iz mozga koji ukazuju ćelijama kičmene moždine da pojačaju ili smanje bolni signal. U zavisnosti od načina na koji "kapije za bol" usmere bolni signal, on može proći direktno do mozga, može proći modulaciju i promenjen stići do mozga ili može biti potpuno sprečen da dođe do mozga.

Kada bolni signal stigne do mozga, moguće je da dođe do njegove inhibicije ili pojačavanja. Produkcija endorfina u mozgu utiče na interpretaciju intenziteta bolnog signala, kao i stres, uzbuđenje, fizički napor, koji maskiraju pravu jačinu bolnog signala.

U zavisnosti od vrste vlakana kojima je bolni signal došao do mozga zavisice i mesto na koje ce signal biti upućen. A-delta vlakna, odgovorna za brz, trenutani bol, usmeravaju signal ka talamusu i cerebralnom korteksu, izazivajući brzu reakciju da se telo odmah oslobodi, skloni od bola. C-vlakna odgovorna za tup, kontinuirani bol, hroničan po prirodi, usmeravaju signal ka hipotalamusu i limbičkom sistemu.

Hipotalamus je odgovoran za oslobađanje hormona koji se povezuju sa stresom, depresijom i anksioznošću, pa je i percepcija hroničnog bola često udružena sa ovakvim iskustvima. Takođe, mozak svakom bolnom signalu pripisuje emotivnu komponentu, tako da je jačina i percepcija bola praćena ličnim doživljajem. Personalizacija bola se odigrava u korteksu i smatra se da intenzitet bola zavisi od situacije i značaja koji mu je dat.



Slika 10: Šema "kapije bola"  
(preuzeto iz The McGraw-Hill Companies, 2001)

Faktori koji utiču na "otvaranje i zatvaranje kapija za bol" su:

- *Senzorni*- fizičko stanje organizma i aktivnost (postojanje bolesti, inaktivnost, loš metabolizam, lekovi, droga, alkohol);
- *Kognitivni*- način razmišljanja (fokusiranje na postojanje bola, briga, negativan način razmišljanja);
- *Emotivni*- osećaj koji preovladava u tom trenutku (sreća, depresija, bes, bespomoćnost).

Jedan od primera za funkcionisanje "kapija za bol" je sledeći: ukoliko nekoj osobi uštinemo kožu ruke štipaljkom, prvo će se bolni signal preneti A-delta vlaknima do mozga jer se javlja signal da postoji opasnost od kompresije, oštećenja kože i mišića. Na samom početku, osećaj bola je proporcionalan jačini pritiska od štipaljke. To je akutni bol. Dolazi do zatvaranja "kapija za bol" jer mozak registruje da bolni signali nisu dovoljno jaki da ugroze organizam. Spori bol koji se nastavlja na akutni, prenosi se C vlaknima i osoba počinje da oseća tup bol koji se smanjuje. Pritisak od štipaljke je bolan, postoji i dalje, ali ne ugrožava osobu ni na koji način, mozak mu daje manji prioritet i osoba oseća bol kao slabiji, što on ustvari, objektivno, nije. Uplitanje senzornih, emotivnih i kognitivnih faktora, dodatno utiče na inhibiciju ili pojačanje i na dalju percepciju bola te osobe. Ovaj primer ukazuje na kompleksnu prirodu bola i da samo lečenje i otklanjanje povrede, lezije ili anatomskog defekta ne mora da znači da će bol prestati, a takođe i da postojanje bola ne mora da bude povezano sa postojanjem fizičkog uzroka. Isti principi važe i za bol koji se javlja u orofacijanom sistemu. Bol pacijenta na stomatološkoj stolici neće zavisiti samo od jačine stimulansa tokom intervencije već i od svih napred pomenutih faktora koji mogu da utiču na modulaciju od strane centralnog nervnog sistema dajući mu jačinu koja ne odgovara ulaznom stimulansu.

Publikovano je da između 3-12% dece i adolescenata prijavljuje strah i anksioznost prilikom posete stomatologu (Klingberg, 1995). Povećana anksioznost povezana je sa izraženom percepcijom bola što se objašnjava time da prethodna bolna iskustva kreiraju iščekivanje bola u situaciji koja je slična onoj u kojoj se bol prvi put javio (Chapman, 1986). Williams i sar., 1985. su proučavali razlike u ponašanju dece koja su imala istoriju neuspešnih stomatoloških intervencija, opiranja i odbijanja sprovođenja terapije, sa decom koja su prihvatala posetu stomatologu bez straha. Pronađeno je da su anksiozna deca pokazivala generalizovan strah od "belih mantila", netoleranciju za bilo kakvu nelagodnost i najmanji bol. Ova deca su, takođe, okarakterisana od strane roditelja kao neraspoložena, negativna, promenljivog raspoloženja i teže socijalizacije. Litt (1996) smatra da anksioznost i strah snižavaju prag bola do te mere da i vibracije na anestetiziranom zubu mogu da dovedu do osećaja bola.

Veliki uticaj na percepciju bola imaju i kognitivni faktori. Motivacija pacijenta, osećaj kontrole koji proističe iz edukacije o toku i ishodu tretmana, kao i očekivanje pacijenta, imaju veliku ulogu u načinu na koji osoba prihvata ortodontsku terapiju. Psihološki faktori predstavljaju jedan od glavnih faktora u percepciji bola, uz postojanje nelinearne zavisnosti između intenziteta i vremena trajanja bola, starosti, pola i socio-ekonomskog statusa osobe (Bartlett i sar., 2005).

Studije koje su se bavile zavisnošću između adaptacije osobe na bol u toku ortodontske terapije, njihovog stava prema toku i ishodu terapije, spremnosti na saradnju, pokazale su direktnu povezanost između jačine bola koju su osobe osećale i spremnosti da se priviknu na ortodontsku terapiju. Bol koji osobe osećaju tokom ortodontske terapije nije direktno uzrokovan jačinom primenjene ortodontske sile, nego njihovim psihičkim stanjem (Dubner, 1968; Brown i Moerenhout, 1991; Serogl i sar., 1998; Bergius i sar., 2000).

Osobe se izraženim malokluzijama koji su razumele da će im ortodonska terapija doneti poboljšanje u estetskom i funkcionalnom smislu nisu imale toliko primedbi na pritisak, bol i osetljivost u zubima kao osobe koje su od samog početka nerado prihvatile terapiju. Studije, takođe, ukazuju da anksiozne osobe tokom ortodonske terapije doživljavaju bol kao jači, od onih koje su smirene (Brown i Moerenhout, 1991; Jones i Chan, 1992; Serogl i sar., 1998).

Firestone i sar., 1999. su ispitivali zavisnost između očekivanja pacijenata o jačini bola tokom ortodonske terapije i jačine bola koji su zapravo osećali za vreme terapije i našli pozitivnu zavisnost između stepena anksioznosti i jačine bola koji je prijavljen. Bartlett i sar. (2005) su pokazali da je bio dovoljan samo telefonski poziv i razgovor lekara sa pacijentom nakon lepljenja fiksnog ortodonskog aparata da se osoba opusti i da, prilikom popunjavanja upitnika o intenzitetu bola, navodi postojanje slabijeg bola, nego osobe koje nisu razgovarale sa terapeutom. Slaba motivacija, kao i loša obaveštenost o prednostima i toku same terapije dovodi do izraženije percepcije bola i lošijeg podnošenja terapije ortodonskim aparatima (Bergius i sar., 2008).

Nisu pronađeni podaci o zavisnosti između bola tokom ortodonske terapije i depresije ali ispitivanja kod pacijenta sa orofacijalnim bolom ukazuju da depresivni pacijenti osećaju jači bol, imaju redukovanu toleranciju i češće pate o hroničnog bola (Sherman i sar., 2004; Bar i sar., 2005; Giannakopoulos i sar., 2010). Iako je teško precizno doći do korelacije između starosti pacijenata i percepcije bola, neke od studija pokazuju da pacijenti od 13-16 godina pripadaju grupi koja je najosetljivija na bol tokom ortodonske terapije (Brown i Moerenhout, 1991; Scheurer i sar., 1996).

Studije sa sličnom tematikom nisu dovele do zaključka o vezi između percepcije bola i starosti pacijenta jer nisu uzimale u obzir emotivnu zrelost, stav i karakter pacijenata (Jones, 1984; Ngan i sar., 1989; Jones i Chan, 1992; Bergius i sar., 2008).

Korelacije između percepcija bola tokom ortodontske terapije i pola pacijenta retko su ispitivane i nemaju iste zaključke. Većina epidemioloških studija koje su se bavile ispitivanjem veze između pola osobe i percepcije bola (Scheurer i sar., 1996; Riley i sar., 1998; Bergius i sar., 2002; Edwards i sar., 2005; Komiyama i sar., 2007; LeResche i sar., 2007) ukazuju na niži prag bola kod žena nego kod muškaraca. Prilikom ispitivanja percepcije bola kod žena mora se voditi računa i o starosti, reproduktivnom i hormonalnom statusu, kao i menstrualnom ciklusu. Giamberardino i sar. (1997) nalaze da je prag bola niži kod žena za vreme menstrualnog ciklusa za razliku od Sherman i LeResche (2006) čija studija ne pokazuje zavisnost. Neka istraživanja pokazuju da ne postoji razlika među polovima u percepciji bola (Jones, 1984; Ngan i sar., 1989; Jones i Chan, 1992; Serogl i sar., 1998; Erdinc i Dincer, 2004), dok druga, pokazuju da su devojčice prijavljivale jači bol od dečaka (Scheurer i sar., 1996; Bergius i sar., 2002).

Skorašnja istraživanja koja su se bavila merenjem intenziteta bola pomoću vizuelne analogne skale (VAS) i modifikovanog McGill upitnika za bol, ukazuju na jače izražen bol kod žena merenjem pomoću VAS, a popunjavanjem upitnika za bol nađen je identičan nivo intenziteta bola kod muškaraca i žena (Freytag, 2008).

Različitost percepcije bola kod osoba sa različitim etničkim i socio-ekonomskim statusom nije često ispitivana. Plesh i sar. (2002) su zaključili da se osoba sa višim socio-ekonomskim statusom intenzivnije žale na postojanje bola, kao i da je bol u predelu lica i vilica bio češće prijavljivan od strane bele rase u odnosu na crnu rasu u Americi.

Poređenjem jačine bola u orofacijalnoj regiji kod japanaca i belgijanaca pokazana je veća osetljivost japanaca (Komiyama i sar., 2007).

### **2.2.2. Mehanizam nastanka bola**

Bol koji se javlja prilikom primene ortodontske sile posledica je kombinacije pritiska, ishemije, zapaljenja i otoka (Furstman i sar., 1972). Periodontalni ligament je vrlo bogat nervnim završetcima, sa najgušće raspoređenim receptorima za pritisak u predelu apikalne 2/3 korena zuba.

Pojačana osetljivost zuba na pritisak ukazuje na inflamaciju na apeksu korena i blagi pulpitis koji se javlja vrlo brzo nakon primene ortodontske sile (Proffit, 2007). Opisane su dve vrste bola na dejstvo ortodontske sile; trenutni i odloženi bol (Burstone, 1962).

Trenutni bol se javlja kao posledica inicijalnog pritiska na periodontalni ligament gde dolazi do poremećaja u protoku krvi i ishemije i počinje nekoliko sati nakon postavljanja fiksnog aparata. Odloženi bol je evociran reakcijom na histamin, bradikinin, serotonin, supstancu P, prostaglandine i simpatomimetičke amine kada dolazi do zakasnele hiperalgezijske reakcije koja se sporo razvija do konstantnog platoa bola što dovodi do porasta praga bola osobe i samim tim intenzitet bola opada (Ferreira i sar., 1978; Sachs i sar., 2002). Kada se na zub primeni ortodontska sila, dolazi do bioloških reakcija u periodontalnom ligamentu, kao što su inflamacija, poremećaj u cirkulaciji i nekada i nekroza ćelija. Da bi došlo do pomeranja zuba, neophodno je da dođe do reorganizacije i remodelacije u potpornom aparatu zuba.

Prilikom pomeranja zuba zapažaju se sledeće faze (Storey, 1973):

- Rana faza u kojoj dolazi do trenutnog pomeranja zuba usled kompresije okolnog tkiva;
- Odložena faza, neodređene dužine trajanja, kada nema pomeranja zuba, a tkivo oko zuba pokazuje znake frontalne resorpcije ili nekrotične hijalinizacije u zavisnosti od reakcije PDL-a koja može, ali ne mora da zavisi od jačine primenjene sile (King i Fischlschweiger, 1982; Chutimanutskul i sar., 2006; Gonzales i sar., 2008).

Optimalna jačina ortodontske sile je ona koja proizvodi maksimalno pomeranje zuba uz minimalno oštećenje tkiva i nelagodnost pacijenta (Burstone, 1962). Slabije ortodontske sile (manje od 40 cN) iniciraju frontalnu resorpciju kosti u pravcu dejstva sile. Jače ortodontske sile (preko 200 cN) dovode do prekida cirkulacije u krvnim sudovima sa posledičnom nekrozom u regiji komprimovanog periodontalnog ligamenta dovodeći do pojave podminirajuće resorpcije kosti.

Tokom razvoja ortodoncije postojalo je mišljenje da se prilikom aplikacije slabih, kontinuiranih sila kontroliše i bol prilikom ortodontskog pomeranja zuba. Teorija je zasnovana na pretpostavci da su sile slabog intenziteta biološke i time više efektne i bezbolne. Ranija studija (Burstone, 1962), ukazuje na direktnu povezanost jačine ortodontske sile sa intenzitetom bola. Iz tog razloga, predloženo je korišćenje slabijih sila radi sprečavanja stvaranja velikih polja nekroze koje bi dovele do jače percepcije bola. Skorašnja studija (Jones i Richmond, 1985) nije pokazala postojanje zavisnosti između jačine ortodontske sile i intenziteta bola. Dve novije studije (Ogura i sar., 2009; Luppanapornlarb i sar., 2010) bavile su se poređenjem jačine bola koji se javlja kod ortodontskih pacijenata u zavisnosti od jačine primenjene sile ali nisu pronađene statistički značajne razlike u intenzitetu bola.

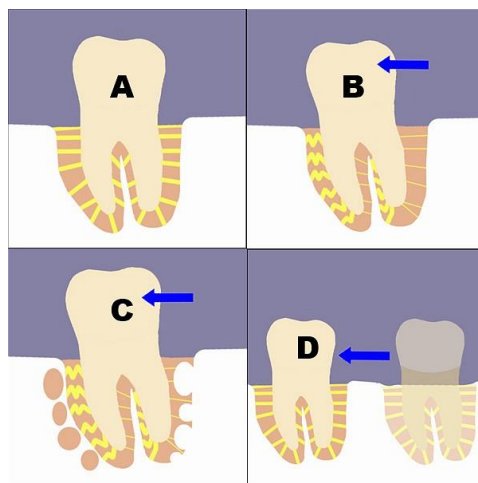


Yee i sar. (2009) navode da ortodontske sile od 300 cN u poređenju sa onima od 50 cN ubrzavaju pomeranje zuba ali dovode do neželjenih rotacija i gubitka uporišta.

Preporučena sila za pomeranje zuba u horizontalnom pravcu je 0.2-1.2 N, a 0.1-0.5 N za vertikalna pomeranja (Proffit, 2007). Iwasaki i sar. (2000, 2005, 2006, 2009) smatraju da je optimalna ortodontska sila po jedinici površine 26 kPa, uz pomeranje zuba od 0.063 mm u danu. Isti autori ističu da se pomeranje zuba odigrava 2 puta brže kod osoba u periodu rasta u odnosu na odrasle osobe. Takođe, kod nekih osoba postoji 5 puta brže pomeranje zuba u odnosu na druge, bez očiglednog razloga.

- Period u kome dolazi do brzog pomeranja zuba, kao posledica remodelacije kosti. Prilikom pomeranja zuba dolazi do zapaljenja u periodontalnom ligamentu, reorganizacije, aktivacije osteoklasta i osteoblasta i remodelacije kosti (slika 11). Inflammatory proces se javlja kao posledica pojave stresa u periodontalnom ligamentu i pojave biološki aktivnih supstanci kao što su citokini i to: interleukin-1beta (IL-1 $\beta$ ), interleukin-1 receptor antagonist (IL-1RA), tumor nekrotični factor (TNF) i interleukin-8 (IL-8) (Uematsu i sar., 1996). Citokini stimulišu oslobađanje medijatora kao što su prostaglandin-E2 (PGE2) i neuropeptidna supstanca P (Saito i sar., 1991; Grieve i sar., 1994; Alhashimi i sar., 2001; Giannopoulou i sar., 2006). Prostaglandin PGE2 stimuliše zapaljenski proces i resorpciju kosti, kao i prostglandin IL-8, IL-1 $\beta$  i IL-1 (Grieve i sar., 1994; Uematsu i sar., 1996; Diatchenko i sar., 2005; Giannopoulou i sar., 2006). Supstanca P je neuropeptid koji je, takođe, povezan sa remodelacijom kosti. Ovaj neuropeptid prisutan je u nervnim vlaknima koji se nalaze u pulpi zuba i parodontijumu i povezan je sa zapaljenskim procesom i bolom (Linden i sar., 1997; Dinarello, 2000; Diatchenko i sar., 2005).

Yamaguchi i sar. (2009) su pokazali značajno povećanje nivoa supstance P, IL-1 $\beta$  I PGE2 24 sata nakon lepljena bravica i ligiranja početnog luka. Rezultati ukazuju na povezanost pojave ovih medijatora sa zapaljenjem i bolom (Giannopoulou i sar., 2006). Studije su pokazale i korelaciju između pomeranja zuba i koncentracije IL-1 $\beta$  (Iwasaki i sar., 2001; 2005; 2006; 2009). Ispitivana je i korelacija između pojave c-Fos (marker postojanja neuralne aktivnosti u mozgu nastale kao posledica periferne stimulacije) i njemu sličnih proteina u trigeminalnom nucleus caudalis, parabrahijanom nukleusu, paraventrikularnom nukleusu hipotalamusa i talamusa i pronađena je njihova veća koncentracija prilikom primene ortodontske sile (Kato i sar., 1996; Yamashiro i sar., 2001; Aihara i sar., 1999; Fujiyoshi i sar., 2000; Hiroshima i sar. 2001).



Slika 11: Promene u PDL-u prilikom primene ortodontske sile

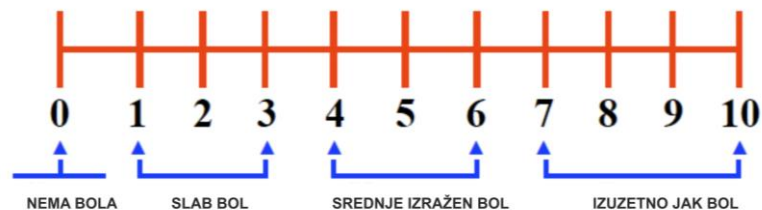
- A: zub sa PDL-om
- B: dejstvo sile -istežanje vlakana na strani dejstva sile i kompresija vlakana na suprotnoj strani
- C: remodelacija
- D: zub u novom položaju

### 2.2.3. Percepcija i karakterizacija bola

U cilju pronalaženja načina za smanjenje osećaja bola u toku terapije fiksnim ortodontskim aparatima neophodno je odrediti kvalitet i izmeriti intenzitet bola. Dosadašnje studije su se bavile percepcijom bola nakon ligiranja luka u bravice, nakon stavljanja separacionih gumica između zuba (Michelotti i sar., 1999, Bondemark i sar., 2004), kao prilikom uklanjanja bravica i prstenova sa zuba pacijenata (Williams i Bishara, 1992). Radi kategorizacije jačine i kvaliteta bola predloženo je više metoda koje imaju za cilj da omoguće osobi da odredi i definiše intenzitet bola koji oseća, a to su:

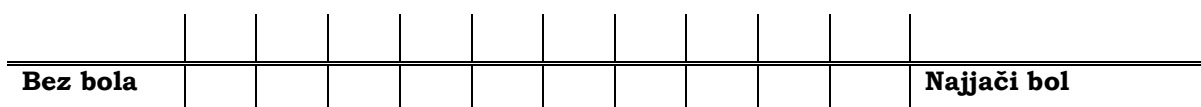
- *Numerička skala – NRS (Numerical rating scale);*
- *Vizuelna Analogna Skala - VAS (Visual Analogue Scale);*
- *Verbalna skala za intenzitet bola – VRS (Verbal Rating Scale);*
- *Grafički prilaz bola - PD (pain drawings);*
- *McGill upitnik za bol - McGill upitnik za bol (McGill pain questionnaire) - MPQ (Melzack, 1975).*

*Numerička skala – NRS (Hartrick i sar., 2003)* je najčešće korišćen instrument za kategorizaciju intenziteta bola jer je osobe najjednostavnije razumeju (slika 12). Intenzitet bola je predstavljen brojevima od 1-10 gde je 1 najslabiji, a 10 najjači bol koji osoba oseća.



Slika 12: Numerička skala-NRS

*Vizuelna Analogna skala- VAS* (Linacre, 1998) ima za cilj da izmeri karakter, osećaj ili stav koji nisu merljivi brojčano. Često se koristi za merenja jačine bola koji osoba oseća kao posledica bolesti ili terapijskih mera. Osobi se pokazuje linija, obično 100 mm dužine koja je podeljena na 10 podeljaka. Na jednom kraju linije je označeno-*bez bola*, a, na drugom kraju-*najjači bol*. Osoba treba da izabere i obeleži podeljak koji najviše odgovara njenoj percepciji bola u tom trenutku (slika 13). VAS je brz i jednostavan način da se dođe do informacije o intenzitetu bola, ali ne uključuje opis kvaliteta bola.



Slika 13: Vizuelna analogna skala-VAS

*Grafički prikaz bola – PD* (Jensen i Karoly, 1992) se češće koristi radi lokalizacije bola kod hroničnih bolesnika i samo neke od modifikovanih verzija se koriste u kategorizaciji bola u predelu orofacijalnog sistema. Ispitaniku se daje slika i uputstvo kako da na slici predstavi bol crtanjem različitih karaktera koji su predstavljeni oznakama (slika 14).

**PATIENT PAIN DRAWING**

DATE \_\_\_\_\_  
 AGE \_\_\_\_\_  
 SEX \_\_\_\_\_  
 WT \_\_\_\_\_ LBS  
 HT. \_\_\_\_\_ FT. \_\_\_\_\_ IN.

Patient Name: \_\_\_\_\_

Patient Signature: \_\_\_\_\_

Chart # \_\_\_\_\_

Using the symbols given below, mark the areas on your body where you feel the described sensations. Include all affected areas. Just to complete the picture, please draw in your face.

Aching      Numbness      Pins and needles      Burning      Stabbing      Other  
 ▲▲▲      = = =      ○ ○ ○      x x x      / / /      ● ● ●

Back      Front

Left      Right

Pain in arm(s) compared with neck:  
 Worse than  
 Same as  
 Less than

Right      Left

Pain in leg(s) compared with back:  
 Worse than  
 Same as  
 Less than

**Please mark the following pain scale**

0 = No pain      3 = pain relieved by over the counter pain medication      6 = pain enough to seek prescription meds from doctor      10 = worst pain ever (suicidal pain)

0-----1-----2-----3-----4-----5-----6-----7-----8-----9-----10

Slika 14: Grafički prikaz bola crtežom-PD  
 (preuzeto iz American Academy of Physical Medicine and  
 Rehabilitation, 2001)

*Verbalna skala za intenzitet bola -VRS* (Jones i Chan, 1992) je metoda kojom se intenzitet bola opisuje kao slab, umeren i izražen. Loša strana metode je što osoba često ne razume kako da opiše osećaj bola koji ima. VAS i VRS, iako pružaju informacije o intenzitetu bola, ne opisuju karakteristike bola.

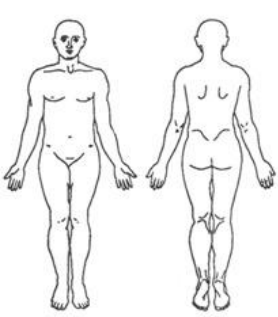
*McGill upitnik za bol - MPQ* (Melzack, 1975) koji rečima opisuje bol na osnovu intenziteta, karaktera, dužine trajanja i promene intenziteta u vremenu je efikasan način za kategorizaciju bola u kliničkim uslovima. Originalan upitnik je sadržavao 78 reči za opis bola (slika 15). Melzack je 1987. godine sastavio kratku verziju upitnika za bol koji ima samo 15 reči koje opisuju bol (MPQ-SF).

McGill upitnik je više puta upotrebljavan u cilju karakterizacije bola kod ortodontskih pacijenata (Turp i sar., 1997; Bird i sar., 2007) ali su zaključci bili da je neophodno sprovođenje budućih studija koje će imati za zadatak unapređenje postojećeg upitnika tako da bude prihvatljiviji u ortodonciji.

**McGILL PAIN QUESTIONNAIRE**  
RONALD MELZACK

Patient's Name \_\_\_\_\_ Date \_\_\_\_\_ Time \_\_\_\_\_ am/pm

PRI: S \_\_\_\_\_ A \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_ M \_\_\_\_\_ PRI(T) \_\_\_\_\_ PPI \_\_\_\_\_  
(1-10) (11-15) (16) (17-20) (1-20)

<p>1 FLICKERING QUIVERING PULSING THROBBING BEATING POUNING</p> <p>2 JUMPING FLASHING SHOOTING</p> <p>3 PRICKING BORING DRILLING STABBING LANCINATING</p> <p>4 SHARP CUTTING LACERATING</p> <p>5 PINCHING PRESSING GNAWING CRAMPING CRUSHING</p> <p>6 TUGGING PULLING WRENCHING</p> <p>7 HOT BURNING SCALDING SEARING</p> <p>8 TINGLING ITCHY SMARTING STINGING</p> <p>9 DULL SORE HURTING ACHING HEAVY</p> <p>10 TENDER TAUT RASPING SPLITTING</p>	<p>11 TIRING EXHAUSTING</p> <p>12 SICKENING SUFFOCATING</p> <p>13 FEARFUL FRIGHTFUL TERRIFYING</p> <p>14 PUNISHING GRUELLING CRUEL VICIOUS KILLING</p> <p>15 WRETCHED BLINDING</p> <p>16 ANNOYING TROUBLESOME MISERABLE INTENSE UNBEARABLE</p> <p>17 SPREADING RADIATING PENETRATING PIERCING</p> <p>18 TIGHT NUMB DRAWING SQUEEZING TEARING</p> <p>19 COOL COLD FREEZING</p> <p>20 NAGGING NAUSEATING AGONIZING DREADFUL TORTURING</p> <p style="text-align: center;">PPI</p> <p>0 NO PAIN 1 MILD 2 DISCOMFORTING 3 DISTRESSING 4 HORRIBLE 5 EXCRUCIATING</p>	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td>BRIEF _____</td> <td>RHYTHMIC _____</td> <td>CONTINUOUS _____</td> </tr> <tr> <td>MOMENTARY _____</td> <td>PERIODIC _____</td> <td>STEADY _____</td> </tr> <tr> <td>TRANSIENT _____</td> <td>INTERMITTENT _____</td> <td>CONSTANT _____</td> </tr> </table> <div style="text-align: center;">  <p style="margin-top: 10px;">E = EXTERNAL I = INTERNAL</p> </div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-top: 10px;"> <p>COMMENTS:</p> </div> <p style="text-align: right; font-size: small;">© R. MELZACK, 1975</p>	BRIEF _____	RHYTHMIC _____	CONTINUOUS _____	MOMENTARY _____	PERIODIC _____	STEADY _____	TRANSIENT _____	INTERMITTENT _____	CONSTANT _____
BRIEF _____	RHYTHMIC _____	CONTINUOUS _____									
MOMENTARY _____	PERIODIC _____	STEADY _____									
TRANSIENT _____	INTERMITTENT _____	CONSTANT _____									

Slika 15: McGill kratak upitnik o bolu –MPQ  
(preuzeto od Melzack, 1975)

Više istraživanja o kvalitetu i intenzitetu bola, kao i njegovoj povezanosti sa karakteristikama ortodontskih materijala nužan je korak u budućem naučnom radu na polju ortodoncije.

### **3. CILJEVI**

Na osnovu dosadašnjih saznanja iz oblasti ortodontskih materijala, njihove biokompatibilnosti, kao i uticaja na organizam prilikom terapije ortodontskim fiksnim aparatima postavljeni su ciljevi doktorske disertacije:

1. Osmisliti novi upitnik za karakterizaciju bola kod ortodontskih pacijenata;
2. Opisati kvalitet i intenzitet bola koji se javlja u početnoj fazi terapije fiksnim ortodontskim aparatima nakon ligiranja žice različitih proizvođača;
3. Ispitati strukturu, sastav i površinski izgled ortodontskih žica koje se koriste u početnoj fazi terapije fiksnim ortodontskim aparatima;
4. Ispitati postojanje veze između sadržaja nikla u novim i korišćenim NiTi ortodontskim žicama, njihove biokompatibilnosti i percepcije bola prilikom ortodontske terapije.



## 4. UČESNICI U STUDIJI, MATERIJAL I METODE

### 4.1. LABORATORIJSKO ISPITIVANJE

Laboratorijsko istraživanje je sprovedeno na Mašinskom fakultetu u Mariboru i se sastojalo od nekoliko delova:

- analiza strukture i izgleda površine šest novih ortodontskih žica različitih proizvođača,
- analiza strukture i izgleda površine žica od šest različitih proizvođača koje su bile ligirane u bravice fiksnog ortodontskog aparata u ustima ispitanika mesec dana.

Nove žice su dobijene direktno od šest različitih proizvođača. Svaka nova žica je transportovana u sterilnoj kutiji sa navedenom vrstom i proizvođačem žice na Mašinski fakultet u Mariboru. Žice koje su izvađene iz usta ortodontskih pacijenata nakon mesec dana, takođe su stavljane u sterilne kutije na kojima je obeleženo, pored vrste i proizvođača i ime i prezime učesnika, datum ligiranja i datum uklanjanja žice iz usta. Nove i korišćene žice podvrgnute su Analizi disperzijom X zraka -Energy Dispersive X-ray Analysis (Spectroscopy) (EDX ili EDS).

EDX -EDS analiza je metod kojim se utvrđuje elementarna kompozicija uzorka ili male zone od interesa u uzorku. Tokom EDS analize uzorak je izložen elektronskom zraku iz Skenirajućeg Elektronskog Mikroskopa (Scanning Elektron Microscopy)- SEM. Emitovani elektroni iz SEM-a se sudaraju sa elektronima u uzorku, izbacujući ih iz njihovih orbita. Oslobođena mesta na kojima su bili elektroni, popunjavanju se elektronima sa viših orbita. Silaženjem elektrona sa višeg na niži energetski nivo emituju se X zraci. X zraci, kao fotoni, napuštaju uzorak i dolaze do silicijum-litijumskog ili silicijumskog detektora koji je uvek u čvrstom stanju. Kada X zrak dođe do detektora, on generiše foto elektron u silicijumskom kristalu.

Elektron putujući kroz telo silicijuma generiše parove elektrona i elektronskih rupa (elektronske rupe su suprotno od elektrona, virtuelno zadati model koji ukazuje na nepostojanje elektrona, ali nije pozitron). Za svaki par elektron-elektronska rupa raspe se oko 3.8-3.9 eV. Elektroni i elektronske rupe bivaju privučeni na dve suprotne strane detektora stvarajući pulsirajuću struju čija veličina zavisi od broja elektrona i elektronskih rupa, a koja zavisi od energije dolazećih X zraka. Energetski spektar se prikazuje kao digitalni signal.

Analizom energije emitovanih X zraka određuje se elementarni sastav uzorka. Na ovaj način moguće je detektovati prisustvo svih elemenata atomskog broja 4 (Be) do 92 (U). Analizom se omogućava skeniranje samo površine uzorka (do 2 mikrona).

Nove i korišćene žice su pre analize isprane pod mlazom vode i u ultrazvučnoj kadici, i sečene na 6 mesta po luku bez pravila (3 u frontalnom i 3 u bočnom delu) dužine 1cm.

EDX analiza je korišćena radi utvrđivanja elementarne zastupljenosti nikla i titana na površini žica, pomoću Sirion NC 400 SEM-a pod sledećim usovima:

- 15kV rastući napon,
- 65 mA jačina struje zračenja,
- uveličanje 2500X,
- 120 sec. brzina prikupljanja podataka,
- manje od 40% "mrtvog vremena (period zasićenja sistema fotonima, kada ne može da prima nove fotone),
- ZAF (korekcija za količinu elementa u uzorku, uzima u obzir rasipanje, zaustavnu moć, kao i apsorpciju unutar uzorka)  $\pm 3\%$ .

## 4.2. KLINIČKA STUDIJA

Etički odbor Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu dao je saglasnost za izvođenje istraživanja na ispitanicima koji su pristali da učestvuju u studiji.

U kliničkom delu studije učestvovalo je 200 osoba (93 muškarca i 107 žena) koji su bili ortodontski pacijenti na Klinici za ortopediju vilica Stomatološkog fakulteta u Beogradu, kao i u privatnoj ortodontskoj praksi. Uzorak je formiran metodom slučajnog izbora, uključene su osobe na početku terapije fiksnim aparatima koje su želele da učestvuju u studiji. Svaka osoba je, nakon usmenog i pismenog objašnjenja o cilju i protokolu istraživanja, dala pristanak za korišćenje podataka u studiji (prilog 1 i 2).

Od 200 učesnika su započeli terapiju i učešće u studiji, 189 je ispunilo sve uslove iz protokola istraživanja (84 muškarca i 105 žena). Podaci i korišćene žice od 11 osoba su isključene iz studije zbog narušavanja protokola (6 osoba nije došlo u zakazano vreme na kontrolu, 3 nisu popunile ceo upitnik, a 2 osobe su izgubile tube sa molara i isekle žicu). Učestvovala su osobe starosti od 12-30 godina, bez sistemskih bolesti, sa svim stalnim zubima, saniranim karijesnim lezijama, zdravog parodontijuma i bez akutnih procesa u ustima.

Svim ispitanicima je, nakon dijagnostičkih postupaka i izrade detaljnog plana terapije, kao deo standardnog protokola na Klinici za ortopediju vilica u Beogradu, postavljen fiksni aparat koji se sastoji od metalnih bravica Equilibrium II (Ritcketts preskripcija), slot 0.018" (0.45 mm), tubama na prvim molarima (offset 0°, tork 0°) (proizvođač: Dentaurum -Nemačka), i NiTi ortodontske žice prečnika 0.014" (0.35 mm) od šest različitih proizvođača. Žice su ligirane u slot bravica gumenim ligaturama (proizvođač: Ortho technology - USA).

Metodom slučajnog izbora svim ispitanicima je bila ligirana jedna od 6 različitih ortodontskih žica. Žice nisu birane na osnovu dosadašnjeg iskustva, niti na osnovu stepenu izraženosti malokluzije.

U studiji su bile korišćene sledeće ortodontske NiTi žice:

1. Rematitan 0.014" (Dentaurum, Nemačka) -superelastična žica;
2. Rematitan Thermo NiTi 0.014"(Dentaurum, Nemačka)-termo memorijska žica;
3. Truflex 0.014" (Ortho Technology, USA)-superelastična žica
4. Truflex Thermo 0.014" (Ortho Technology, USA)-termo memorijska žica;
5. Sentalloy 0.014" (GAC, Japan)- superelastična žica/termo memorijska žica;
6. Damon Copper NiTi 0.014" (Ormco, USA)-termo memorijska žica.

Odmah nakon lepljenja bravica i tuba i ligiranja NiTi žice ispitanici su dobili modifikovani McGill upitnik za bol, sa numeričkom skalom bola (slika 19, prilog 3) i uputstvom kako da popune upitnik. Prvi deo upitnika popunjavao je terapeut. Tom prilikom beležene su informacije o ispitaniku, stepen izraženosti teskobe, kao i vrsta žice koja je ligirana (Slika 16, 17, 18).



Slika 16. Ispitanik sa blagom teskobom u zubnom nizu.



Slika 17. Ispitanik sa umerenom teskobom u zubnom nizu.



Slika 18. Ispitanik sa izraženom teskobom u zubnom nizu.

Drugi deo upitnika, ispitanici su popunjavali u roku od 7 dana i vraćali ga na prvoj kontroli koja je zakazivana nakon 4-5 nedelja od lepljenja fiksnog aparata.

Intenzitet bola u upitniku je predstavljen numeričkom skalom, od 0 kada bol ne postoji, do 10 koji predstavlja najjači bol koji je osoba doživela. Analgetici nisu prepisani, ali je ukazano na mogućnost njihovog konzumiranja.

Žice su na prvoj kontroli vađene iz usta, a zatim u sterilnim kutijama transportovane na Mašinski fakultet u Mariboru radi dalje analize. Obeležene kutije sa žicom čuvane su na sobnoj temperaturi, bez dodira sa vlagom.

Ime i prezime pacijenta: \_\_\_\_\_

Koliko godina ima pacijent: \_\_\_\_\_

Teskoba: blaga umerena izražena  
 Ekstrakcije NE DA koji zubi

---

Datum stavljanja luka: \_\_\_\_\_

Vrsta luka: \_\_\_\_\_

**MOLIM VAS ODGOVORITE NA PITANJA VEZANA ZA KARAKTERISTIKE, VREME JAVLJANJA, JAČINU I TRAJANJE  
 NELAGODNOSTI-BOLA NAKON POSTAVLJANJA FIKSNOG APARATA**

**Faktor provokacije:**

- nema bola
- samo prilikom žvakanja
- samo na dodir
- prilikom uzimanja hladne tečnosti ili hrane
- prilikom uzimanja vruće tečnosti ili hrane
- u miru, nije isprovocirano
- samo noću
- samo pri fizičkoj aktivnosti, ako da (napisati kada)

---

**Gde ste osećali bol:**

- Pojedini zubi, navesti koji (broji se od sekutića koji je na sredini, pa levo i desno)

7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7

- Svi zubi
- Gornja vilica
- Donja vilica
- Glava, koji deo glave (napisati)

---

**Opišite bol koji ste osećali:**

- Nelagodnost
- Pritisak i težina
- Peckanje
- Trnjenje
- Tup
- Oštar
- Oštar probadajući
- Pulsirajući
- Glavobolja

Na skali od 0-10, tako sto je 0-odsustvo bola, a 10 najjači bol koji možete da zamislite, koji bi broj odgovarao jačini bola (nelagodnosti) koji ste osećali nakon postavke fiksnog aparata (zaokružite broj)

0    1    2    3    4    5    6    7    8    9    10

**Kada je bol počeo:**

- Odmah nakon postavljanja fiksnog aparata
- 6 sati nakon postavljanja fiksnog aparata
- 12 sati nakon postavljanja fiksnog aparata-sutradan
- Dva dana kasnije
- Drugo (napisati)

---

**Koliko je bol trajao**

- \* 1 dan
- \* 2 dana
- \* 3 dana
- \* 4 dana
- \* Duže od 4 dana-Koliko? (napisati)

---

**Da li je sve vreme trajanja bol bio iste jačine?**      DA    NE

**Ako je NE, da li se bol**

- \* smanjivao kako je vreme prolazilo
- \* pojačavao kako je vreme prolazilo

**Da li ste morali da uzimate lekove za umirenje bola?**    NE    DA (koje?, napisati)

---

Slika 19: Modifikovani upitnik za bol korišćen u istraživanju

## 5. REZULTATI

### 5.1. HEMIJSKI SASTAV POVRŠINE ORTODONTSKIH ŽICA

Koncentracije nikla i titana (atomska težina i masa) na površini šest novih i korišćenih ortodontskih žica, koje su dobijene EDS analizom, prikazane su u tabelama 1-12.

Na površini žice Rematitan (Dentaurum, Nemačka) uočeno je povećanje koncentracije nikla sa 50.45 at% na 50.60 at% i smanjenje sadržaja titana sa 49.55 at% na 49.40 at% kod korišćenih u odnosu na nekorišćene žice (tabela 1 i 2). EDS analiza površine novih Rematitan Thermo žica (Dentaurum, Nemačka) pokazuje srednju vrednost od 50.72 at%, nikla i 49.28 at% titana sa povećanjem sadržaja nikla na 55.56 at% i smanjenjem sadržaja titana na 44.44 at% (tabela 3 i 4) kod korišćenih žica. U tabeli 5 i 6 prikazane su pojedinačne i srednje vrednosti sadržaja nikla i titana u novim i iz usta izvađenih Truflex žica. (OrthoTechnology, USA). Srednja vrednost procentualne zastupljenosti nikla na površini novih žica iznosila je 50.58 at%, a titana 49.42 at%. Pad vrednosti za 0.50 at% kod korišćenih žica je zabeležen za nikl i iznosio je 50.08 at%, a za isto toliko se vrednost titana povećala na 49.92 at%. Veliko povećanje u sadržaju nikla kod korišćenih u odnosu na nekorišćene žice zabeleženo je kod Truflex Thermo žica (OrthoTechnology, USA) sa 49.12 at% na 51.54 at% i smanjenje u sadržaju titana sa 50.88 at% na 48.63 at% (tabela 7 i 8). Sentaloy ortodontska žica (GAC, Japan) je posle korišćenja u ustima nakon mesec dana pokazala smanjene vrednosti nikla na površini za čak 0.7 at% (50.29 at% kod novih i 49.59 at% kod korišćenih žica). Povećanje sadržaja titana od 0.7 at% (sa 49.21 at% na 50.41 at%) kod ove žice je, takođe prikazano (tabela 9-10). Površina novih Damon žica (Ormco, USA) pokazala je srednje vrednosti od 44.50 at% za nikl, 48.76 at% za titan i 6.84 at% za bakar.



Sadržaj nikla je kod korišćenih žica pao na srednju vrednost od 43.69 at% za nikl i 48.47 at% za titan, dok se srednja vrednost bakra povećala na 7.84 at% (tabela 11 i 12).

Tabela 1: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **novoj Rematitan žici** (SD=±0.003)

Ni (%)	Ti (%)	Ni (%)	Ti (%)
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
50.31	49.69	55.38	44.62
50.08	49.92	55.15	44.85
50.55	49.45	55.31	44.39
50.37	49.63	55.14	44.86
50.79	49.21	54.85	45.15
50.66	49.34	54.86	45.14
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>50.45</b>	<b>49.55</b>	<b>55.12</b>	<b>44.68</b>

Tabela 2: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **korišćenoj Rematitan žici** (SD=±0.003)

Ni (%)	Ti (%)	Ni (%)	Ti (%)
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
50.37	49.63	55.43	44.57
50.79	49.21	55.85	44.15
50.66	49.34	55.73	44.27
50.65	49.35	55.71	44.29
50.58	49.42	55.65	44.35
50.56	49.44	55.63	44.37
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>50.60</b>	<b>49.40</b>	<b>55.66</b>	<b>44.44</b>

Tabela 3: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **novoj Rematitan Thermo žici** (SD=±0.003)

Ni (%)	Ti (%)	Ni (%)	Ti (%)
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
51.06	48.94	56.11	43.89
50.77	49.23	55.83	44.17
50.91	49.09	55.97	44.03
50.45	49.55	55.51	44.49
50.83	49.17	55.89	44.11
50.29	49.71	55.36	44.64
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>50.72</b>	<b>49.28</b>	<b>55.78</b>	<b>44.22</b>

Tabela 4: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **korišćenoj Rematitan Thermo žici** (SD=±0.003)

Ni (%)	Ti (%)	Ni (%)	Ti (%)
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
56.68	43.32	61.59	38.41
57.71	42.29	62.58	37.42
56.92	43.08	61.83	38.17
56.26	43.74	61.19	38.81
52.41	47.59	57.44	42.56
53.38	46.62	58.12	41.88
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>55.56</b>	<b>44.44</b>	<b>60.45</b>	<b>39.55</b>

Tabela 5: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **novoj Truflex žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
50.28	49.72	55.34	44.66
50.33	49.67	55.40	44.60
51.35	48.65	56.55	43.55
50.23	49.77	55.30	44.70
50.19	49.81	55.26	44.74
51.12	48.88	56.18	43.82
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>50.58</b>	<b>49.42</b>	<b>55.67</b>	<b>44.33</b>

Tabela 6: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **korišćenoj Truflex žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
49.96	50.04	55.03	44.97
50.01	49.99	55.08	44.92
50.19	49.81	55.26	44.74
50.21	49.79	55.28	44.72
49.65	50.35	54.72	45.28
50.46	49.54	55.52	44.48
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>50.08</b>	<b>49.92</b>	<b>55.15</b>	<b>44.85</b>

Tabela 7: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **novoj Truflex Thermo žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
48.90	51.10	53.98	46.02
47.50	52.50	52.58	47.42
48.02	51.98	53.11	46.89
49.95	50.05	55.02	44.98
50.22	49.78	55.28	44.72
50.14	49.86	55.20	44.80
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>49.12</b>	<b>50.88</b>	<b>54.19</b>	<b>45.81</b>

Tabela 8: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **korišćenoj Truflex Thermo žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
50.44	49.56	54.41	45.59
50.73	49.27	55.25	44.75
51.29	48.71	55.51	44.48
51.15	49.85	55.21	44.79
50.56	49.44	54.37	45.63
55.07	44.93	53.80	46.20
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>51.54</b>	<b>48.63</b>	<b>54.76</b>	<b>45.24</b>

Tabela 9: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **novoj Sentaloy žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
50.24	49.76	55.30	44.70
50.37	49.63	55.44	44.56
50.16	49.84	55.23	44.77
50.30	49.70	55.37	46.63
50.35	49.65	55.42	44.58
50.32	49.68	55.39	44.61
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>50.29</b>	<b>49.21</b>	<b>55.35</b>	<b>44.64</b>

Tabela 10: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **korišćenoj Sentaloy žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>
<b>Atomska težina</b>		<b>Masa</b>	
48.52	51.48	53.60	46.40
49.08	50.92	51.16	45.84
48.52	51.48	53.61	46.39
50.63	49.37	55.69	44.31
50.12	49.88	55.19	44.81
50.66	49.34	55.73	44.27
<b>Srednja vrednost</b>			
<b>49.59</b>	<b>50.41</b>	<b>54.16</b>	<b>45.34</b>

Tabela 11: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **novoj Damon žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Cu (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Cu (%)</b>
<b>Atomska težina</b>			<b>Masa</b>		
43.98	48.53	7.49	47.38	42.66	8.86
44.65	48.06	7.28	48.66	42.75	8.59
44.29	48.22	7.48	48.28	42.88	8.83
44.06	49.56	6.38	48.20	44.24	7.56
44.73	48.64	6.63	48.84	43.33	7.83
44.71	49.53	5.76	44.50	48.76	6.84
<b>Srednja vrednost</b>					
<b>48.95</b>	<b>44.23</b>	<b>6.82</b>	<b>48.38</b>	<b>43.34</b>	<b>8.08</b>

Tabela 12: Prikaz zastupljenosti nikla i titana u **korišćenoj Damon žici** (SD=0.003)

<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Cu (%)</b>	<b>Ni (%)</b>	<b>Ti (%)</b>	<b>Cu (%)</b>
<b>Atomska težina</b>			<b>Masa</b>		
44.42	49.46	6.11	48.60	44.16	7.24
44.28	48.45	7.26	47.95	43.42	8.63
44.80	49.50	5.70	49.03	44.21	6.76
43.10	47.40	9.49	46.82	42.01	11.17
42.60	48.30	9.11	46.37	42.90	10.73
42.93	47.73	9.35	46.67	42.33	11.00
<b>Srednja vrednost</b>					
<b>43.69</b>	<b>48.47</b>	<b>7.84</b>	<b>47.57</b>	<b>43.17</b>	<b>9.25</b>

## 5.2. PRIKAZ POVRŠINE ŽICA POD SKENIRAJUĆIM ELEKTRONSKIM MIKROSKOPOM (SEM)

Izgled površine novih i korišćenih žica koje su ispitivane pod SEM-om u studiji prikazan je na slikama 17-28. 20-31.

Na slikama 20 i 21 prikazan je izgled površine Rematitan nitinolske žice (Dentaurum, Nemačka) pre i posle korišćenja. Površina je izbrazdana, bez vidljive granulacije, pukotina i većih defekata pre korišćenja. Nakon korišćenja uočavaju se ostrva organskog filma preko brazdi, kao i rupičasti defekti.

Na slikama 22 i 23 prikazan je izgled površine Rematitan Thermo žice (Dentaurum, Nemačka) pre i posle korišćenja. Žica pokazuje manju izbrazdanost od Rematitan žice, odsustvo granulacije, reljefa i većih defekata. Nakon vađenja iz usta ispitanika posle mesec dana potpuno je prekrivena organskim filmom uz jedva vidljive brazde.

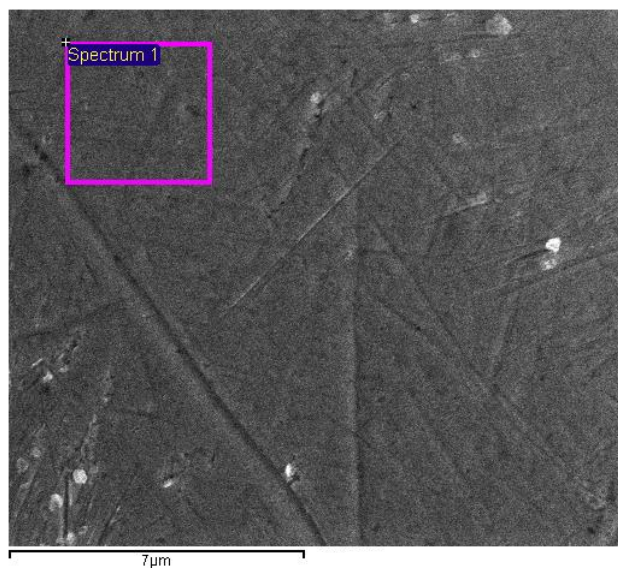
Granulacije, pukotine i veći defekti uočavaju se na površini nekorišćene Sentaloy žice (GAC, Japan) (slika 24). Nakon uklanjanja žice iz usta ispitanika, površina žice pokazuje manje defekata i prevučena je slojem organskog materijala, a pukotine i granulacije nisu vidljive (slika 25).

Površina Truflex ortodontske žice (OrthoTechnology, USA) pre upotrebe, pokazuje glatke platoe, ulegnuća i manje defekte (slika 26). Nakon upotrebe i dalje je vidljiv sličan reljef površine žice (slika 27).

Produbljivanje pukotina i brazdi, kao i povećanje broja defekata na površini Truflex Thermo žice (OrthoTechnology, USA) kod žica posle korišćenja u poređenju sa novom žicom prikazano je na slikama 28 i 29.

Nova Damon CuNiTi žica (Ormco, USA) pokazuje izrazitu granularnu strukturu na površini žice (slika 30) koja se nakon upotrebe u ustima gubi ali su na površini vidljivi defekti i brazde (slika 31).

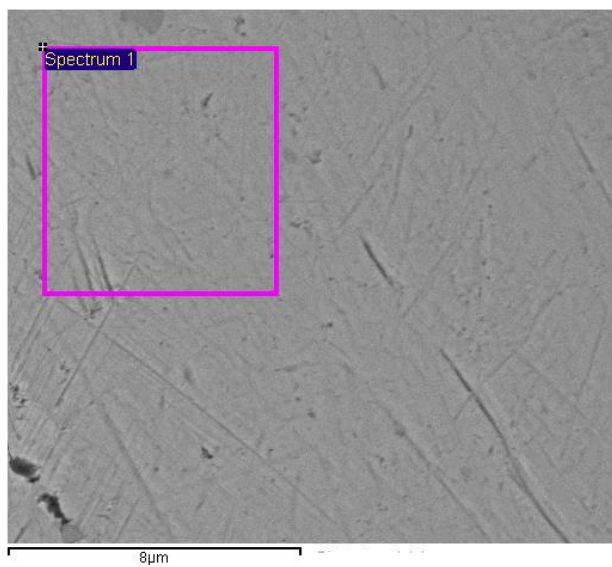




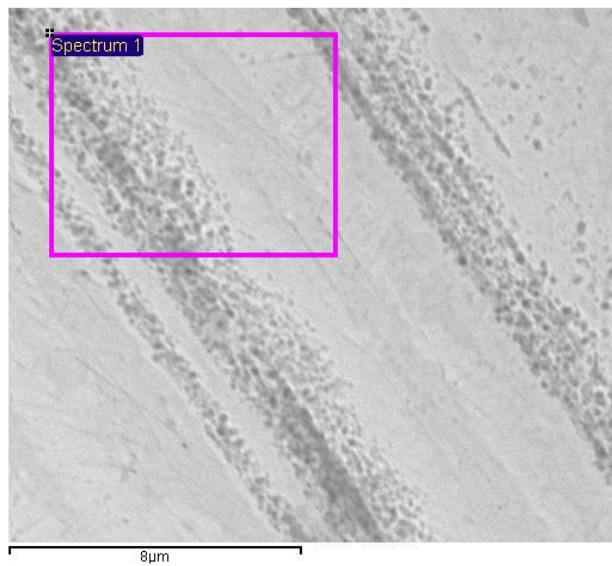
Slika 20: Površina **nove Rematitan** žice



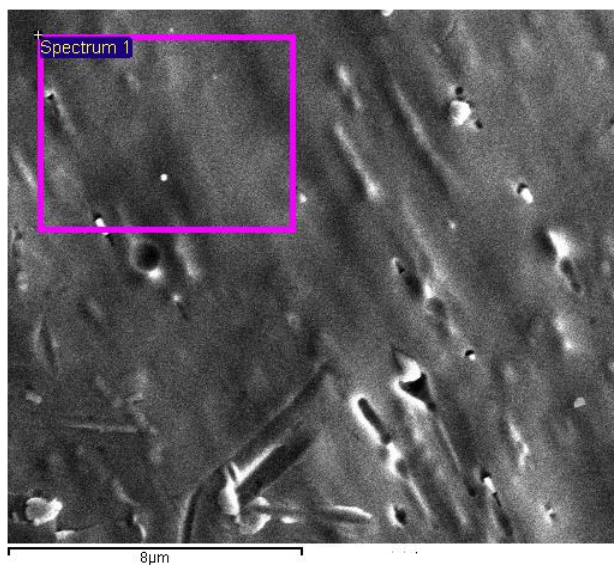
Slika 21: Površina **korišćene Rematitan** žice



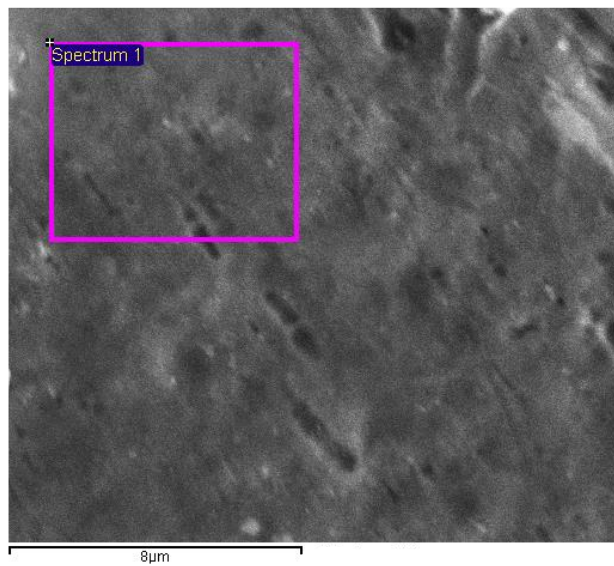
Slika 22: Površina **nove RematitanThermo** žice



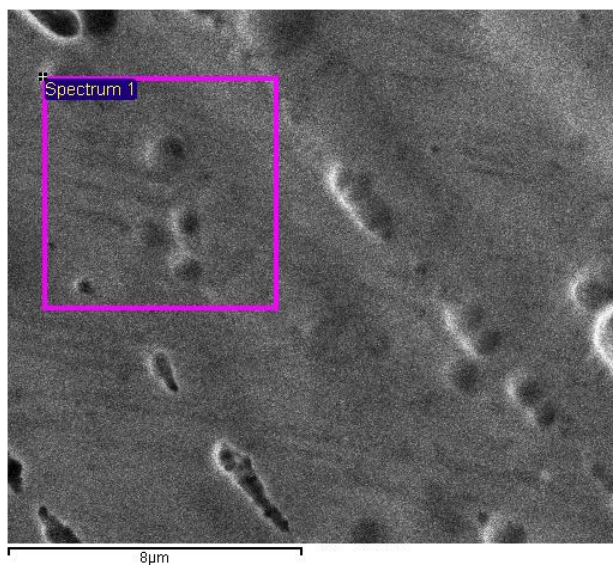
Slika 23: Površina **korišćene RematitanThermo** žice



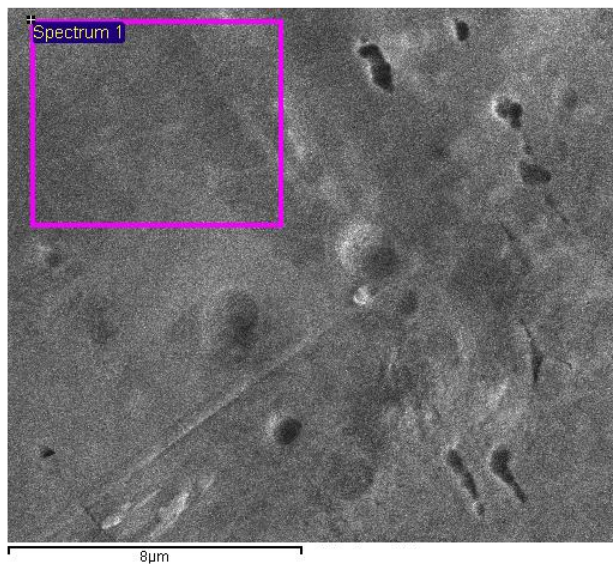
Slika 24: Površina **nove Sentaloy** žice



Slika 25: Površina **korišćene Sentaloy** žice

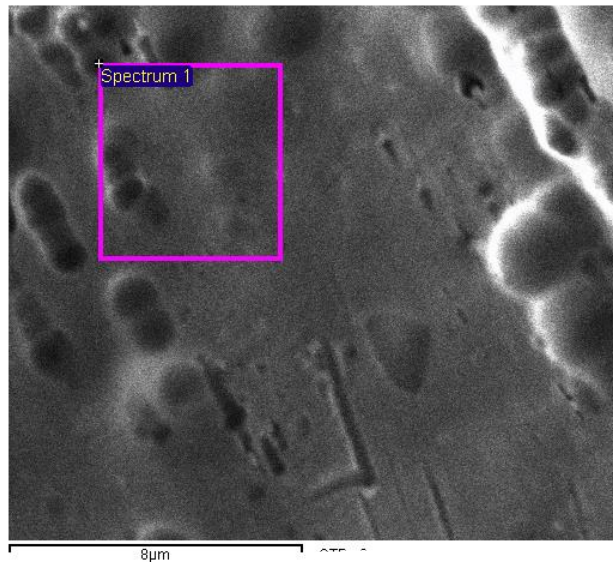


Slika 26: Površina **nove Truflex** žice

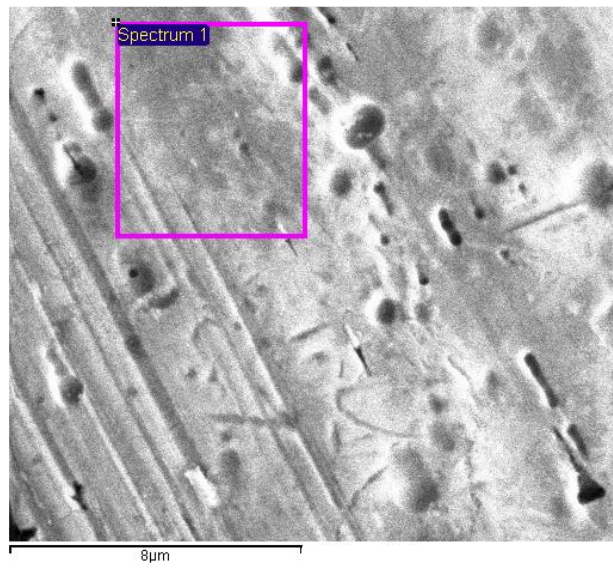


Slika 27: Površina **korišćene Truflex** žice

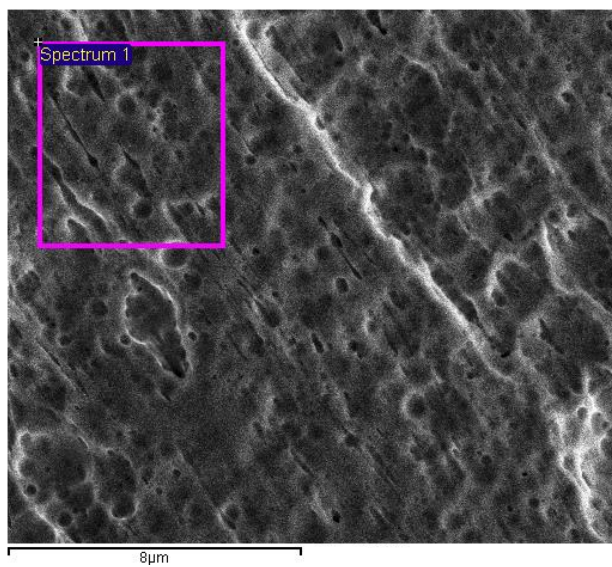




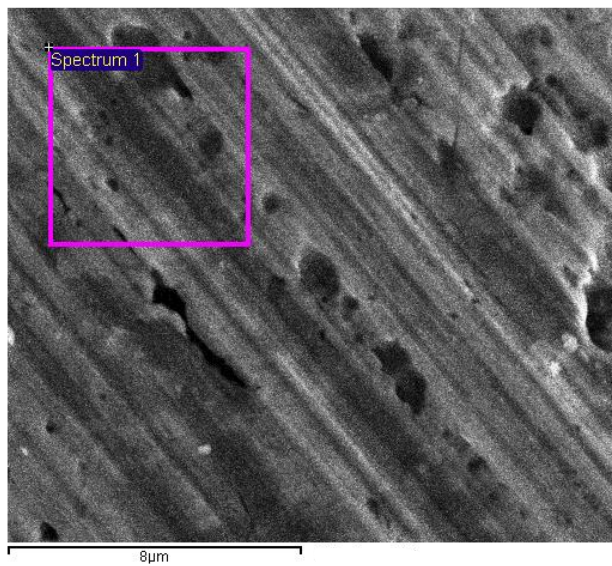
Slika 28: Površina **nove Truflex Thermo** žice



Slika 29: Površina **korišćene Truflex Thermo** žice



Slika 30: Površina **nove Damon** žice



Slika 31: Površina **korišćene Damon** žice

### 5.3. REZULTATI KLINIČKOG DELA STUDIJE

Rezultati iz upitnika za bol statistički su obrađeni korišćenjem Hi - kvadrat testa sa statističkom značajnošću na nivoima  $p < 0.05^*$ ,  $p < 0.01^{**}$  i  $p < 0.001^{***}$ . Rezultati su prikazani, po kategorijama bola u tabelama 13-21. Oznaka **n.s.** u daljem tekstu prikazuje ne postojanje statistički značajne razlike prilikom poređenja.

#### **5.3.1. Starost, pol i izraženost anomalije**

Od 189 ispitanika koji su učestvovali u studiji, 86 je bilo mlađe od 16 godina, a 103 osobe su imale od 16-30 godina (tabela 13, grafikon 1), 105 osoba je bilo ženskog, a 84 osobe muškog pola (tabela 14, grafikon 2). Osobe koje su se podvrgle ortodontskoj terapiji fiksnim aparatima i učestvovala u ispitivanju o kvalitetu i kvantitetu bola bile su podeljene prema vrsti ortodontske nepravilnosti i izraženosti teskobe, na osobe sa blagom, umerenom i izraženom teskobom, sa najvećom zastupljenošću osoba sa umerenom teskobom (73) (tabela 15, grafikon 3).

Tabela 13: Raspodjela osoba sa ispitivanim žicama po starosti

Žice	STAROST			ukupno
	< 16 godina	16 – 30 godina	N (%)	
<b>Truflex</b>	10 (38,5)	16 (61,5)	26 (100,0)	
<b>Rematitan</b>	10 (32,3)	21 (67,7)	31 (100,0)	
<b>Sentaloy</b>	21 (60,0)	14 (40,0)	35 (100,0)	
<b>Damon</b>	15 (44,1)	19 (55,9)	34 (100,0)	
<b>Truflex Thermo</b>	15 (46,9)	17 (53,1)	32 (100,0)	
<b>Rematitan Thermo</b>	15 (48,3)	16 (51,7)	31 (100,0)	
Ukupno	86	103	189	



Grafikon 1: Raspodjela osoba sa ispitivanim žicama po starosti

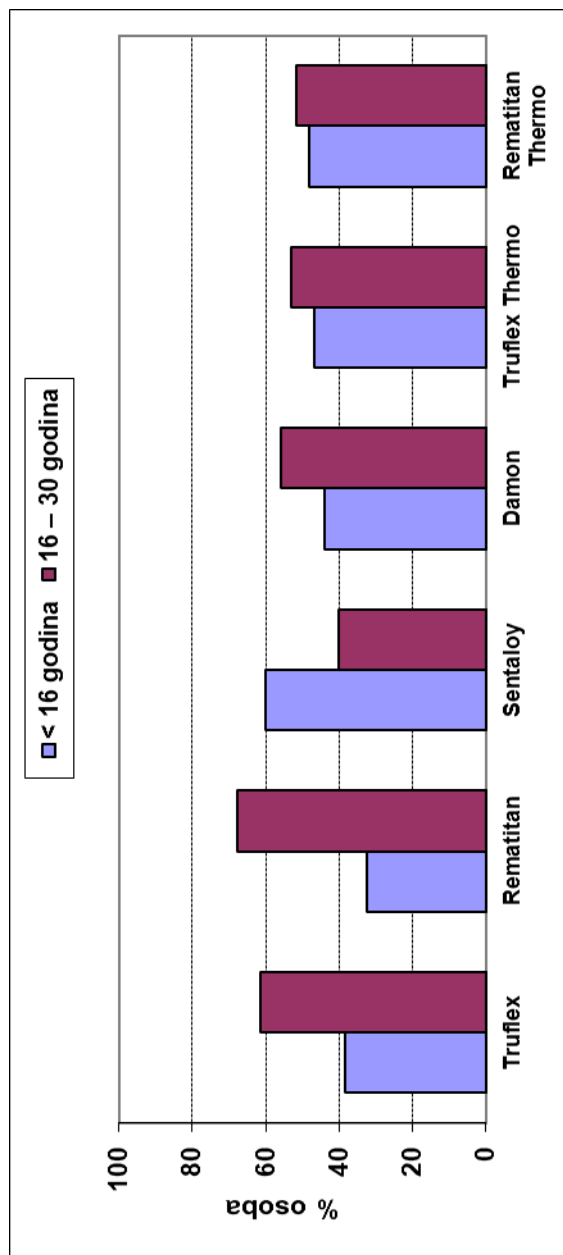


Tabela 14: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po polu

Žice	POL N (%)			ukupno
	žene	muškarci		
<b>Truflex</b>	15 (57,7)	11 (42,3)		26 (100,0)
<b>Rematitan</b>	18 (58,1)	13 (41,9)		31 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	16 (45,7)	19 (54,3)		35 (100,0)
<b>Damon</b>	18 (52,9)	16 (47,1)		34 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	20 (62,5)	12 (37,5)		32 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	18 (58,1)	13 (41,9)		31 (100,0)
Ukupno	105	84		189

Grafikon 2: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po polu

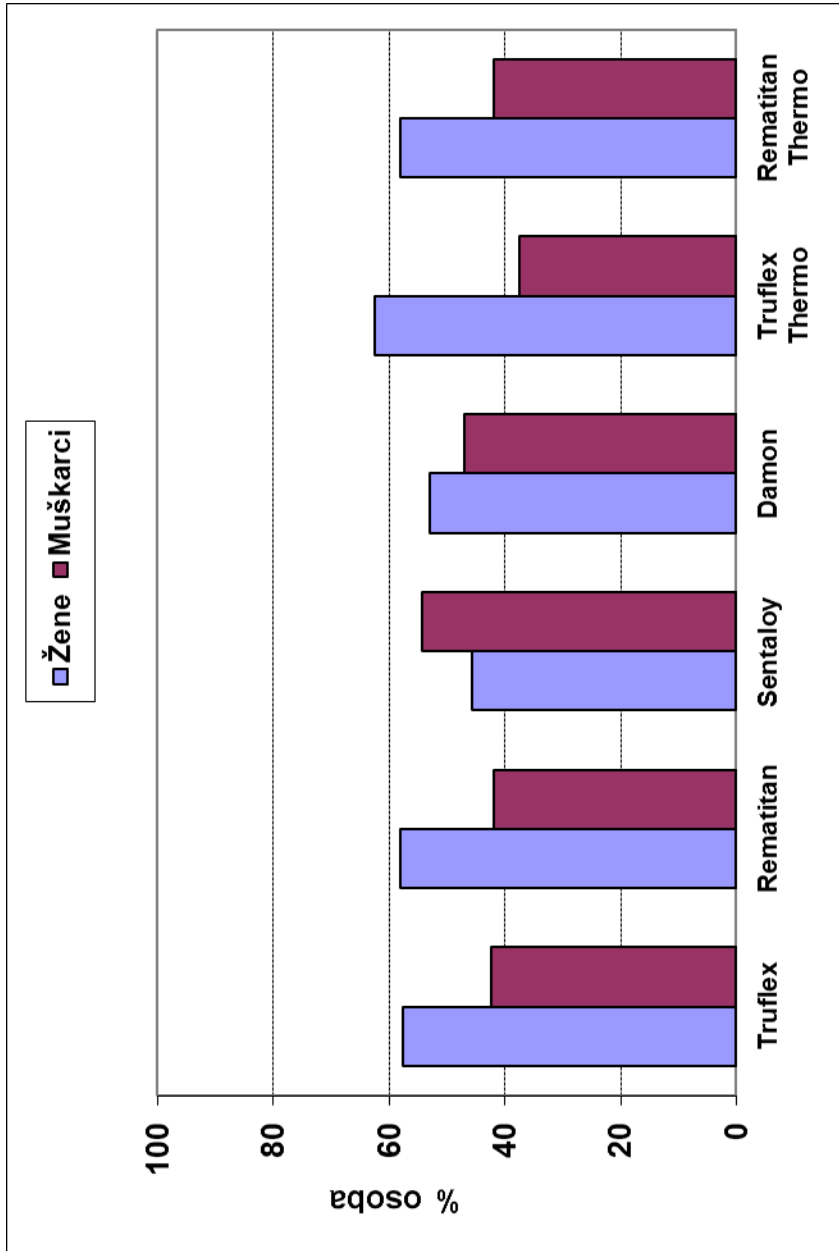
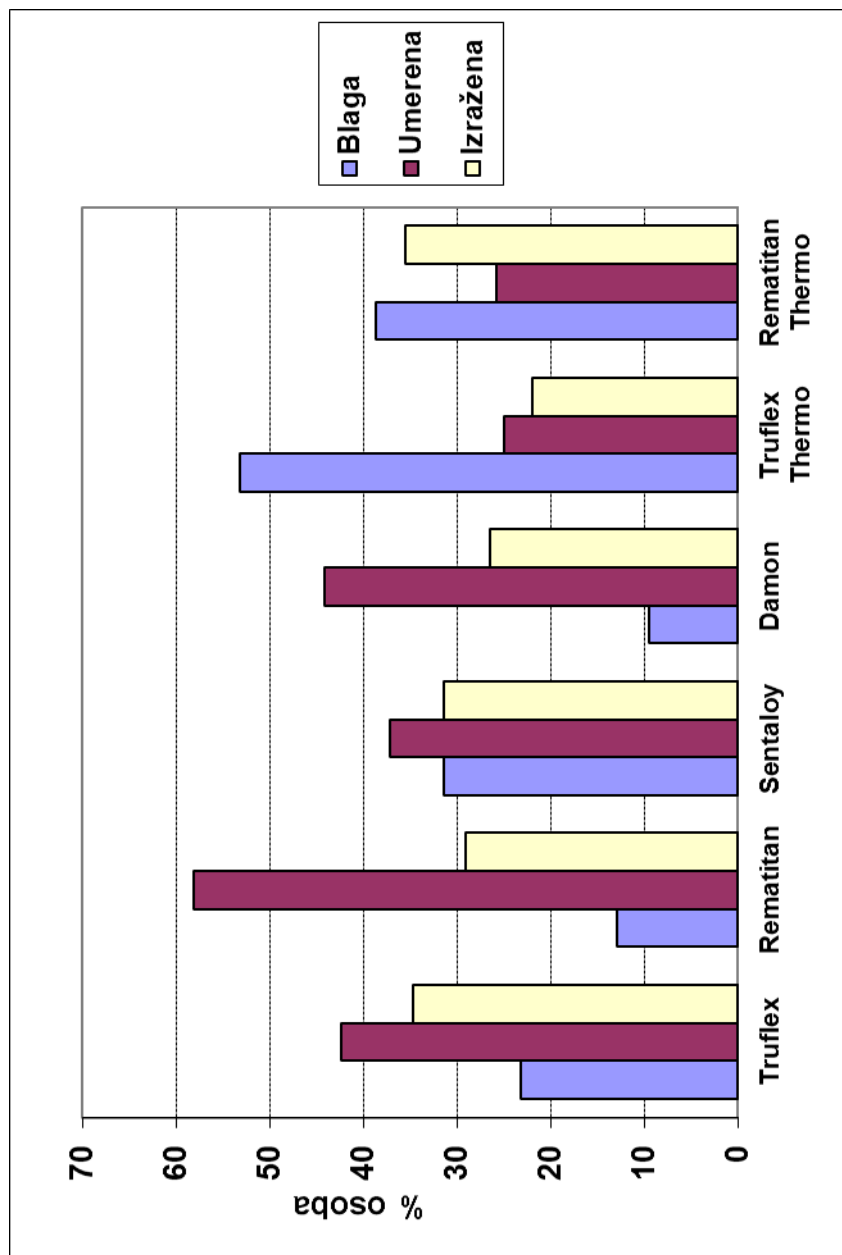


Tabela 15: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po izraženosti teskobe

Žice	IZRAŽENOST TESKOBE				ukupno
	blaga	umerena	izražena	N (%)	
<b>Truflex</b>	6 (23,1)	11 (42,3)	9 (34,6)	26 (100,0)	
<b>Rematitan</b>	4 (12,9)	18 (58,1)	9 (29,0)	31 (100,0)	
<b>Sentaloy</b>	11 (31,4)	13 (37,1)	11 (31,4)	35 (100,0)	
<b>Damon</b>	10 (29,4)	15 (44,1)	9 (26,5)	34 (100,0)	
<b>Truflex Thermo</b>	17 (53,1)	8 (25,0)	7 (21,9)	32 (100,0)	
<b>Rematitan Thermo</b>	12 (38,7)	8 (25,8)	11 (35,5)	31 (100,0)	
Ukupno	60	73	56	189	

Grafikon 3: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po izraženosti teskobe



### **5.3.2. Provokacija bola**

Radi utvrđivanja najčešćeg uzroka bola, ispitanici su popunjavali deo formulara u kome su imali za zadatak da navedu jednu ili više provokacija. Najviše osoba potvrdilo je da je bol provociran žvakanjem (117), zatim dodirom (80), a 53 je navelo da su osećali bol bez ikakve provokacije, u miru (tabela 16, grafikon 4). Nije pronađena statistički značajna razlika u vrsti provokacije koja je kod osoba sa različitim žicama prouzrokovala bol.

### **5.3.3. Lokalizacija bola**

U sledećoj kategoriji formulara koju su učesnici u studiji popunjavali, navedeno je mesto gde su osećali bol (tabela 17, grafikon 5). Nije pronađena statistički značajna razlika između lokalizacije bola kod osoba sa različitim žicama, ali je najveći broj navodio da se bol javljao u svim zubima, zatim gornjoj vilici i na kraju u predelu frontalnih zuba.

Tabela 16: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po provokaciji bola

Žice	PROVOKACIJA							
	N (%)							
	bez bola	žvakanje	dodir	hladno	vruće	u miru	noću	ukupno
<b>Truflex</b>	2 (4,6)	16 (37,2)	9 (20,9)	2 (4,6)	0 (0,0)	8 (18,6)	6 (13,9)	43 (100,0)
<b>Rematitan</b>	2 (3,8)	21 (39,6)	14 (26,4)	0 (0,0)	2 (3,8)	9 (17,0)	5 (9,4)	53 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	2 (3,5)	21 (36,8)	16 (28,1)	0 (0,0)	3 (5,3)	10 (17,5)	5 (8,8)	57 (100,0)
<b>Damon</b>	0 (0,0)	18 (35,3)	16 (31,4)	0 (0,0)	4 (7,8)	10 (19,6)	3 (5,9)	51 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	1 (1,9)	23 (43,4)	15 (28,3)	2 (3,8)	3 (5,7)	7 (13,2)	2 (3,8)	53 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	2 (4,0)	18 (36,0)	10 (20,0)	3 (6,0)	1 (2,0)	9 (18,0)	7 (14,0)	50 (100,0)
Ukupno	9	117	80	7	13	53	28	307

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test = 23,1 sa 30 stepeni slobode;  
**p > 0,05 (n.s.)**

Grafikon 4: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po provokaciji bola

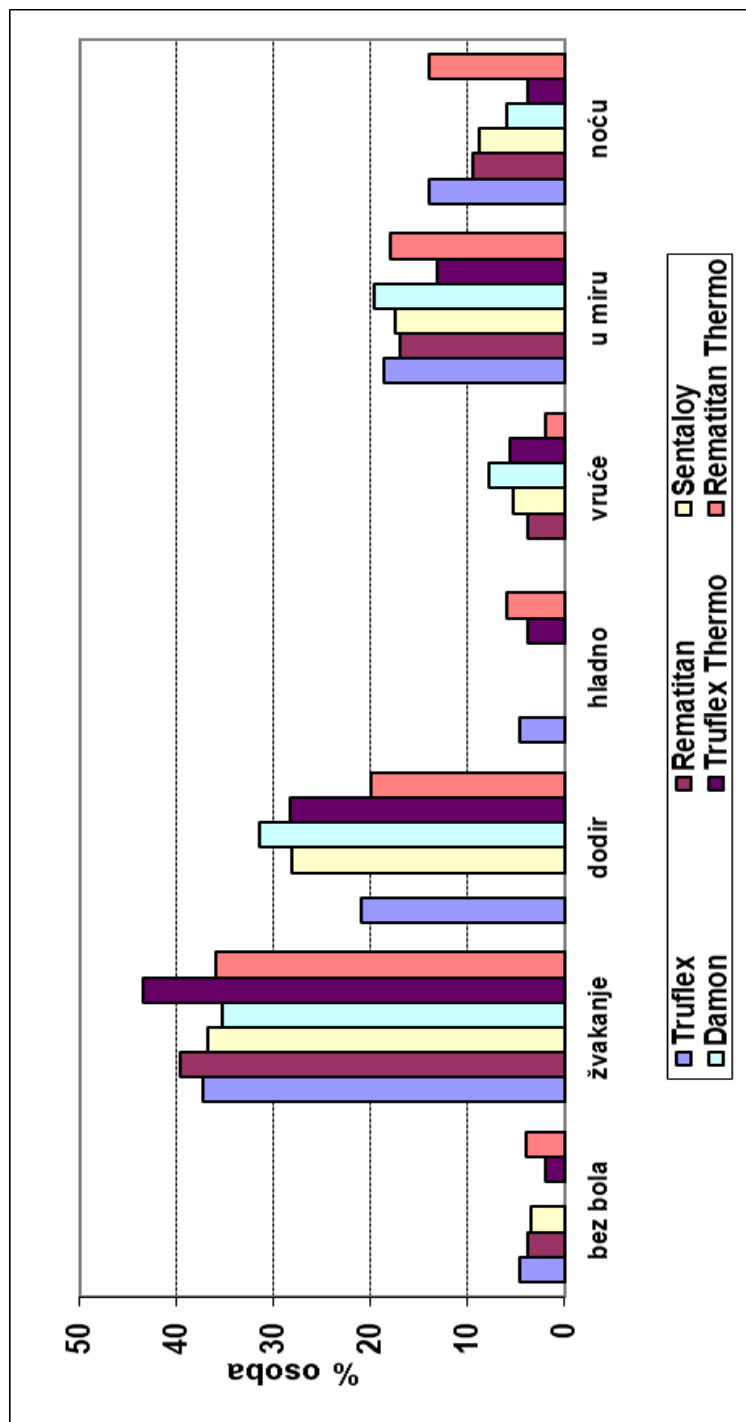


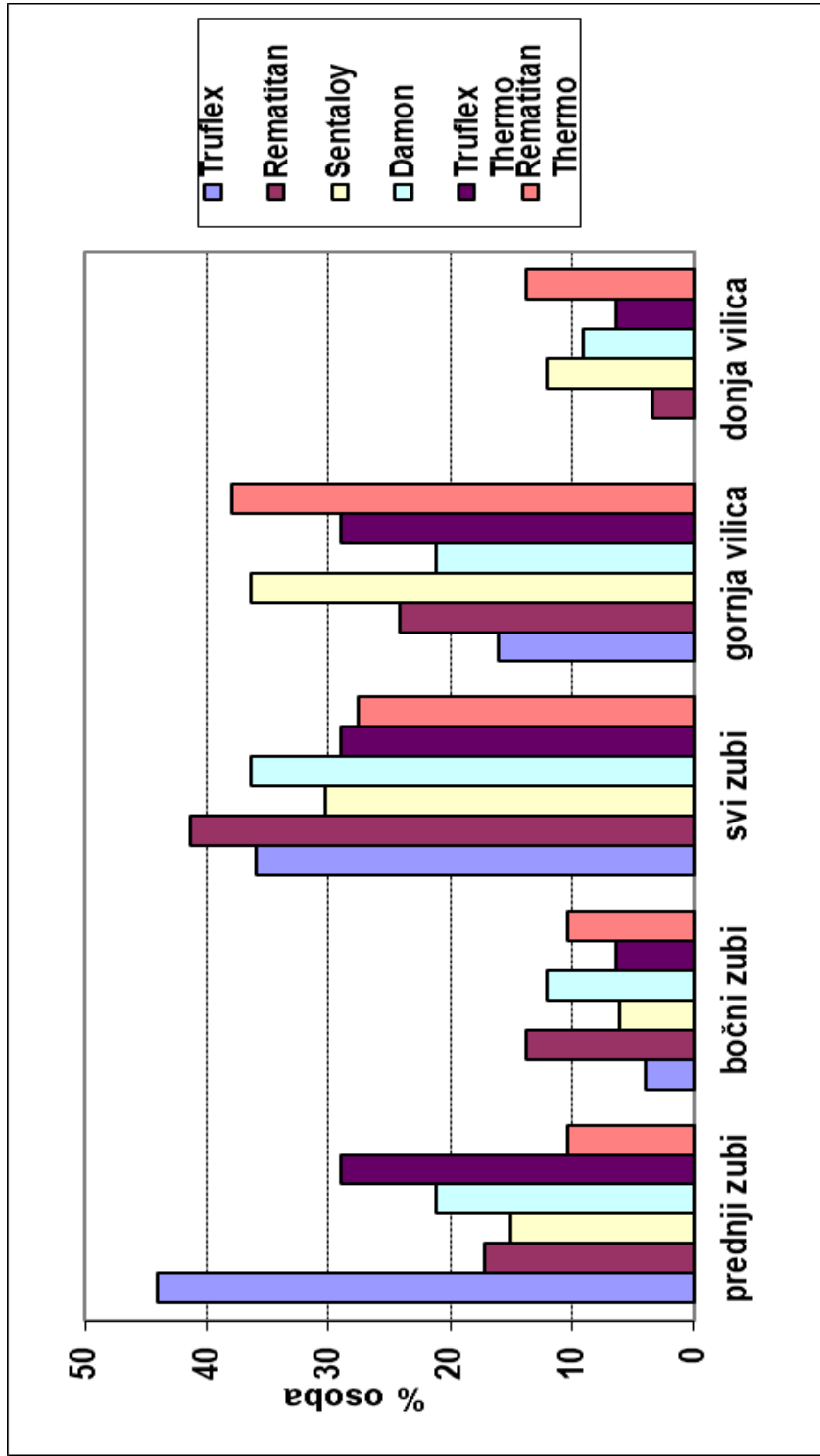


Tabela 17: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po lokalizaciji bola

Žice	LOKALIZACIJA BOLA						ukupno
	prednji zubi	bočni zubi	svi zubi	gornja vilica	donja vilica		
	N (%)						
<b>Truflex</b>	11 (44,0)	1 (4,0)	9 (36,0)	4 (16,0)	0 (0,0)	25 (100,0)	
<b>Rematitan</b>	5 (17,2)	4 (13,8)	12 (41,4)	7 (24,1)	1 (3,4)	29 (100,0)	
<b>Sentaloy</b>	5 (15,1)	2 (6,1)	10 (30,3)	12 (36,4)	4 (12,1)	33 (100,0)	
<b>Damon</b>	7 (21,2)	4 (12,1)	12 (36,4)	7 (21,2)	3 (9,1)	33 (100,0)	
<b>Truflex Thermo</b>	9 (29,0)	2 (6,4)	9 (29,0)	9 (29,0)	2 (6,4)	31 (100,0)	
<b>Rematitan Thermo</b>	3 (10,3)	3 (10,3)	8 (27,6)	11 (37,9)	4 (13,8)	29 (100,0)	
Ukupno	40	16	60	50	14	180	

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test = 21,38 sa 20 stepeni slobode;  
**p = 0,37 (n.s.)**

Grafikon 5: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po lokalizaciji bola



#### **5.3.4. Vrsta bola**

Modifikovani formular po McGill-u navodi vrstu bola kao bitan element u kategorizaciji bola. S obzirom da je 9 osoba negiralo pojavu bola, karakterizacija po vrsti, svedena je na 180 učesnika. Učesnici u studiji su imali zadatak da definišu vrstu bola koju osećaju, bez obzira koliko je komponenti bilo prisutno. Najčešće je bol karakterisan kao pritisak, sa nešto manje prisutnom nelagodnošću i pulsirajućim bolom. Uočena je statistički značajna razlika u vrsti bola kod osoba sa različitim žicama, tako da nijedna osoba sa Rematitan žicom nije osećala tup bol, samo 1 osoba je prijavila oštar bol, za razliku od osoba sa Rematitan Thermo žicom gde je čak 9 navelo osećaj oštrog, a 7 osoba osećaj tupog bola. Oštar bol nije navela nijedna osoba sa Sentaloy žicom u ustima, što se statistički značajno razlikovalo od 9 ispitanika sa Rematitan Thermo žicom koji su prijavili ovu vrsta bola (tabela 18 i 18a, grafikon 6).

Tabela 18: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po vrsti bola

Žice	VRSTA BOLA							
	glavobolja	nelagodnost	pritisak	trnjenje	tup	oštar	pulsirajući	ukupno
	N	(%)						
<b>Truflex</b>	1 (2,9)	7 (20,6)	9 (26,5)	6 (17,6)	2 (5,9)	2 (5,9)	7 (20,6)	34 (100,0)
<b>Rematitan</b>	3 (7,7)	6 (15,4)	14 (35,9)	4 (10,2)	0 (0,0)	2 (5,1)	10 (25,6)	39 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	0 (0,0)	7 (14,9)	18 (38,3)	3 (6,4)	9 (19,1)	0 (0,0)	10 (21,3)	47 (100,0)
<b>Damon</b>	4 (9,7)	8 (19,5)	12 (29,3)	5 (12,2)	7 (17,1)	1 (2,4)	4 (9,7)	41 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	2 (4,8)	8 (19,0)	13 (30,9)	6 (14,3)	3 (7,1)	4 (9,5)	6 (14,3)	42 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	2 (5,4)	5 (13,5)	9 (24,3)	2 (5,4)	7 (18,9)	9 (24,3)	3 (8,1)	37 (100,0)
Ukupno	12	41	75	26	28	18	40	<b>240</b>

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test = 48,26 sa 30 stepeni slobode;  
**p < 0,05\***

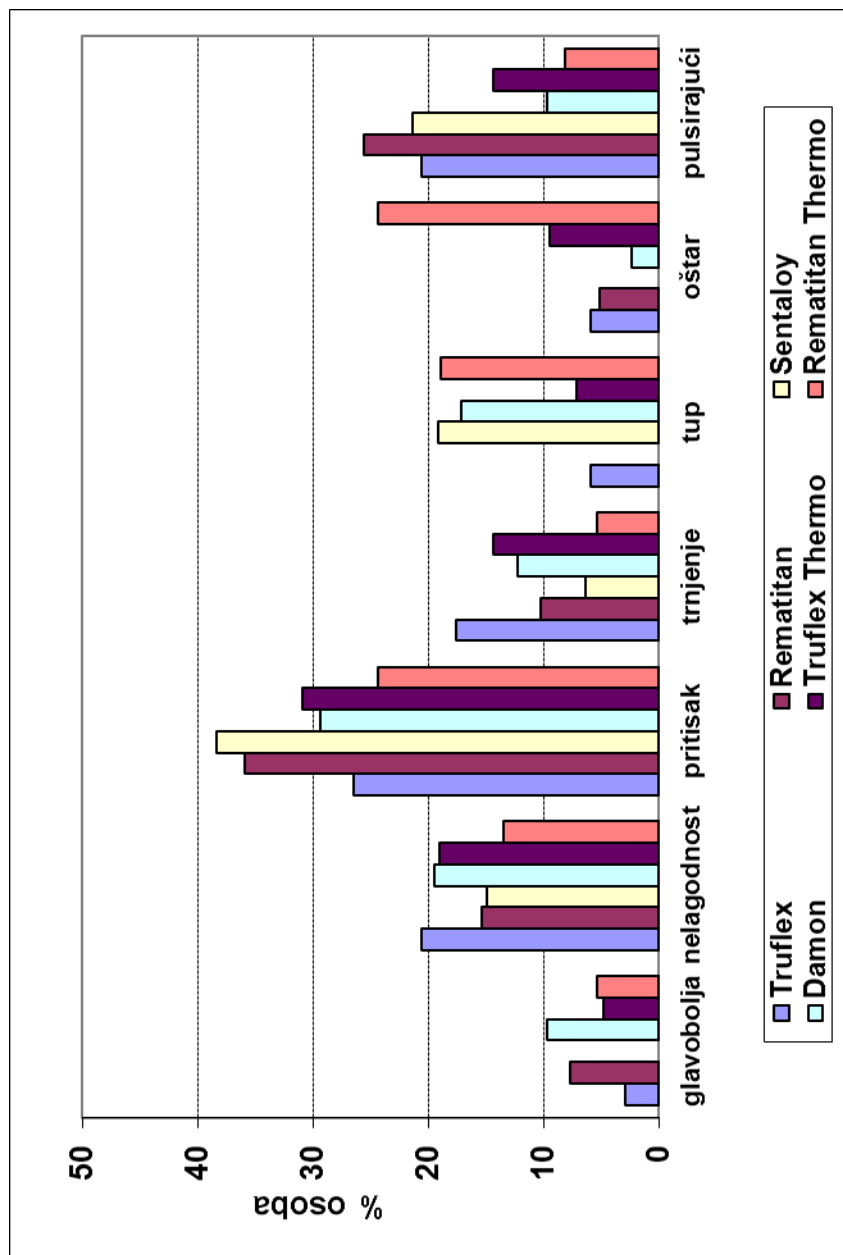
Tabela 18a: Statistički značajne razlike između žica.

Žice	X <sup>2</sup> verovatnoća
1:2	n.s.
1:3	n.s.
1:4	n.s.
1:5	n.s.
1:6	n.s.
2:3	<b>14,09 p&lt;0,05*</b> (tup bol)
2:4	n.s.
2:5	n.s.
2:6	<b>17,22 p&lt;0,01**</b> (tup bol) (oštar bol)
3:4	n.s.
3:5	n.s.
3:6	<b>17,61 p&lt;0,01**</b> (oštar bol)
4:5	n.s.
4:6	n.s.
5:6	n.s.

**Legenda:**

1. Truflex
2. Rematitan
3. Sentaloy
4. Damon
5. Truflex Thermo
6. Rematitan Thermo

Grafikon 6: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po vrsti bola



### **5.3.5. Intenzitet bola**

U tabeli 19 i grafikonu 7 su prikazani rezultati za intenzitet bola koji je bio predstavljen ispitanicima na skali od 1-10, tako da je 10 najjači bol koji su ikada osetili. Nije pronađena statistički značajna razlika između intenziteta bola kod osoba sa različitim žicama ali je, ipak, najčešće bio zaokružen srednji intenzitet bola 4.

### **5.3.6. Početak bola**

Od 180 učesnika koji su prijavili postojanje bola nakon postavke fiksnog aparata, 79 je nevelo da je bol počeo nakon 6 sati, 57 osoba da je bol počeo posle 12 sati, 39 navodi da je bol počeo odmah, a samo 5 osoba je osećalo bol tek nakon 48 sati. Nije pronađena satistički značajna razlika u vremenu početka bola kod osoba sa različitim žicama (tabela 20, grafikon 8).

Tabela 19: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po intenzitetu bola

Žice	INTENZITET BOLA										ukupno
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
<b>Truflex</b>	1 (4,2)	4 (16,7)	2 (8,3)	2 (8,3)	4 (16,7)	2 (8,3)	5 (20,8)	3 (12,5)	1 (4,2)	0 (0,0)	24 (100,0)
<b>Rematitan</b>	0 (0,0)	3 (10,3)	5 (17,2)	6 (20,7)	4 (13,8)	2 (6,9)	5 (17,2)	3 (10,3)	1 (3,4)	0 (0,0)	29 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	0 (0,0)	0 (0,0)	4 (12,1)	10 (30,3)	4 (12,1)	3 (9,1)	4 (12,1)	6 (18,2)	0 (0,0)	2 (6,1)	33 (100,0)
<b>Damon</b>	4 (11,8)	1 (2,9)	7 (20,6)	9 (26,5)	1 (2,9)	3 (8,8)	7 (20,6)	1 (2,9)	0 (0,0)	1 (2,9)	34 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	2 (6,4)	2 (6,4)	5 (16,1)	9 (29,0)	7 (22,6)	2 (6,4)	3 (9,7)	1 (3,2)	0 (0,0)	0 (0,0)	31 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	0 (0,0)	0 (0,0)	9 (31,0)	3 (10,3)	2 (6,9)	3 (10,3)	8 (27,6)	3 (10,3)	1 (3,4)	0 (0,0)	29 (100,0)
Ukupno	7	10	32	39	22	15	32	17	3	3	180

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test = 56,39 sa 45 stepeni slobode;

**p = 0,11 (n.s.)**



Grafikon 7: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po intenzitetu bola

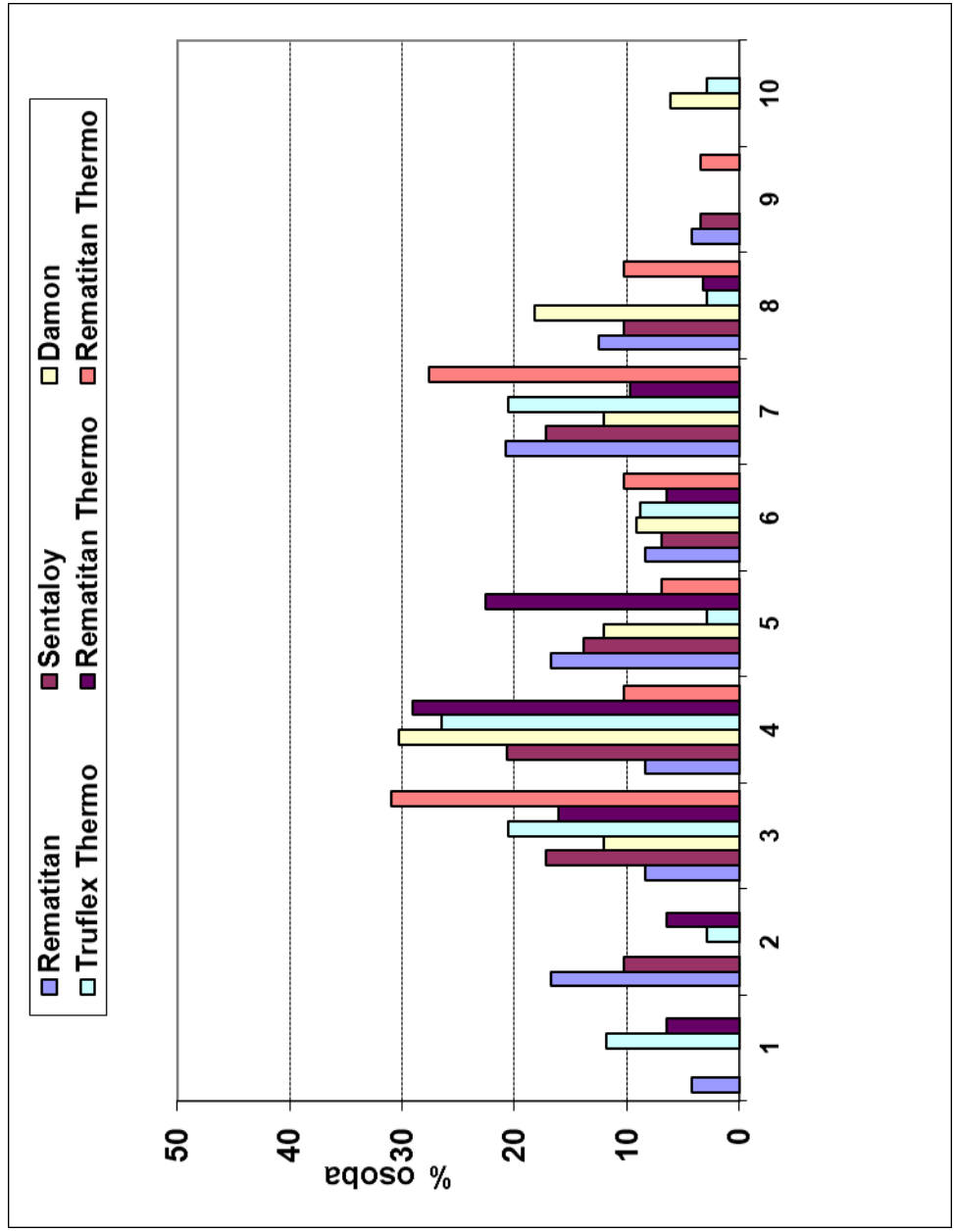
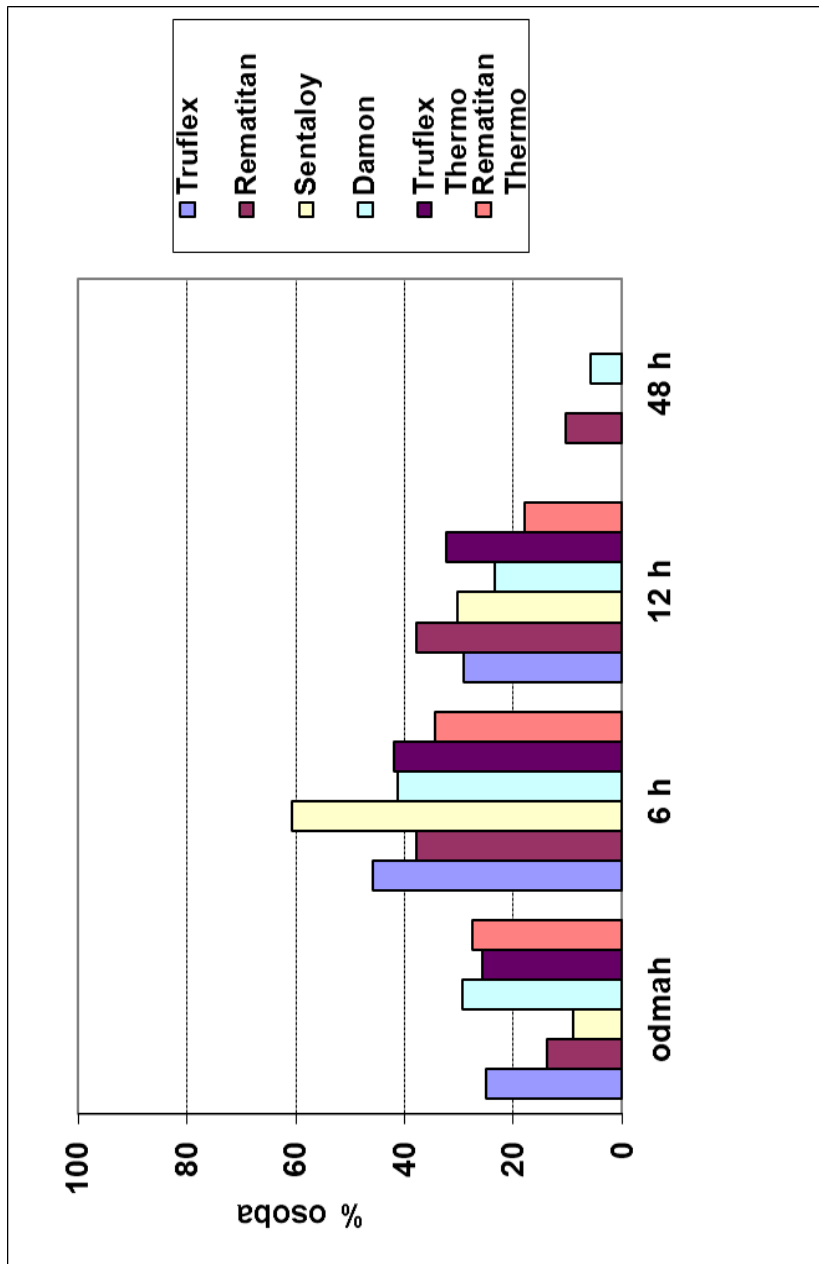


Tabela 20: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po vremenu nastanka bola

ŽICE	POČETAK BOLA N (%)					Ukupno
	odmah	posle 6h	posle 12h	posle 48h		
<b>Truflex</b>	6 (25,0)	11 (45,8)	7 (29,2)	0 (0,0)	24 (100,0)	
<b>Rematitan</b>	4 (13,8)	11 (37,9)	11 (37,9)	3 (10,3)	29 (100,0)	
<b>Sentaloy</b>	3 (9,1)	20 (60,6)	10 (30,3)	0 (0,0)	33 (100,0)	
<b>Damon</b>	10 (29,4)	14 (41,2)	8 (23,5)	2 (5,9)	34 (100,0)	
<b>Truflex Thermo</b>	8 (25,8)	13 (41,9)	10 (32,3)	0 (0,0)	31 (100,0)	
<b>Rematitan Thermo</b>	8 (27,6)	10 (34,5)	11 (37,9)	0 (0,0)	29 (100,0)	
Ukupno	39	79	57	5	180	

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test =19.950 sa 15 stepeni slobode;  
**p = 0,17 (n.s.)**

Grafikon 8: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po vremenu nastanka bola



### **5.3.7. Trajanje bola**

Nije pronađena statistički značajna razlika u trajanju bola kod 180 ispitanika u zavisnosti od žice koju su imali. Najveći broj osoba navodi da je bol trajao 4 dana, (63), a najmanje da je bol trajao 1 dan (10) (tabela 21, grafikon 9).

### **5.3.8. Prestanak bola**

Skoro kod svih osoba koje su učestvovala u istraživanju (114), bol je prestao smanjivanjem intenziteta, ali nije pronađena statistički značajna razlika među žicama (tabela 22, grafikon 10).

### **5.3.9. Upotreba analgetika**

Ispitanicima nije prepisano uzimanje analgetika, ali su navodili, prilikom popunjavanja formulara, da li su ih uzimali ili ne. Od svih učesnika u studiji, 30% (50) navelo je upotrebu analgetika za smirivanje bola nasuprot 125 koji nisu konzumirali analgetike. Nije pronađena statistički značajna razlika među žicama (tabela 23, grafikon 11).

Rezultati iz tabele 13-23 ukazuju na ne postojanje statistički značajne razlike u intenzitetu, vremenu počinjanja, trajanju, intenzitetu bola, načinu prestanka, kao i konzumiranju analgetika među ispitivanim žicama.

Tabela 21: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po dužini trajanja bola

ŽICE	TRAJANJE BOLA				ukupno	
	N (%)					
	1 dan	2 dana	3 dana	4 dana	duže	
<b>Truflex</b>	1 (4,2)	1 (4,2)	7 (29,2)	14 (58,3)	1 (4,2)	24 (100,0)
<b>Rematitan</b>	0 (0,0)	4 (13,8)	9 (31,0)	12 (41,4)	4 (13,8)	29 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	1 (3,0)	5 (15,1)	8 (24,2)	14 (42,4)	5 (15,1)	33 (100,0)
<b>Damon</b>	2 (5,9)	10 (29,4)	8 (23,5)	9 (26,5)	5 (14,7)	34 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	2 (6,4)	10 (32,3)	7 (22,6)	7 (22,6)	5 (16,1)	31 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	4 (13,8)	6 (20,7)	8 (27,6)	7 (24,1)	4 (13,8)	29 (100,0)
Ukupno	10	36	47	63	24	180

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test = 23,59 sa 20 stepeni slobode;  
**p= 0,26 (n.s.)**

Grafikon 9: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po dužini trajanja bola

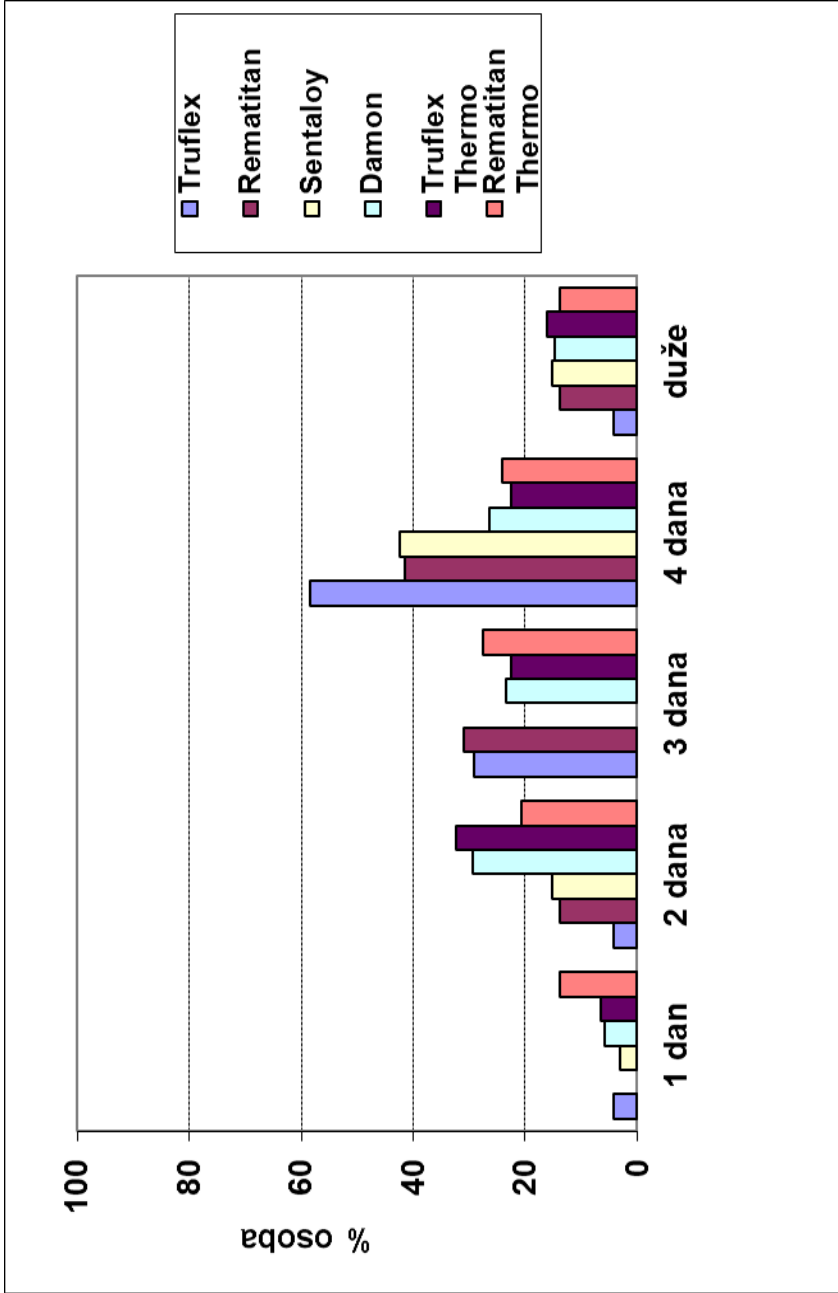


Tabela 22: Raspodjela osoba sa ispitivanim žicama po načinu prestanka bola

ŽICE	NAČIN PRESTANKA BOLA		
	isti intenzitet	intenzitet se smanjivao	ukupno
	N (%)		
<b>Truflex</b>	7 (30,4)	16 (69,6)	23 (100,0)
<b>Rematitan</b>	6 (20,7)	23 (79,3)	29 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	13 (38,2)	21 (61,8)	34 (100,0)
<b>Damon</b>	10 (29,4)	24 (70,6)	34 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	15 (48,4)	16 (51,6)	31 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	15 (51,7)	14 (48,3)	29 (100,0)
Ukupno	66	114	180

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test =9,04 sa 5 stepeni slobode;  
**p=0,10 (n.s.)**

Grafikon 10: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama po načinu prestanka bola

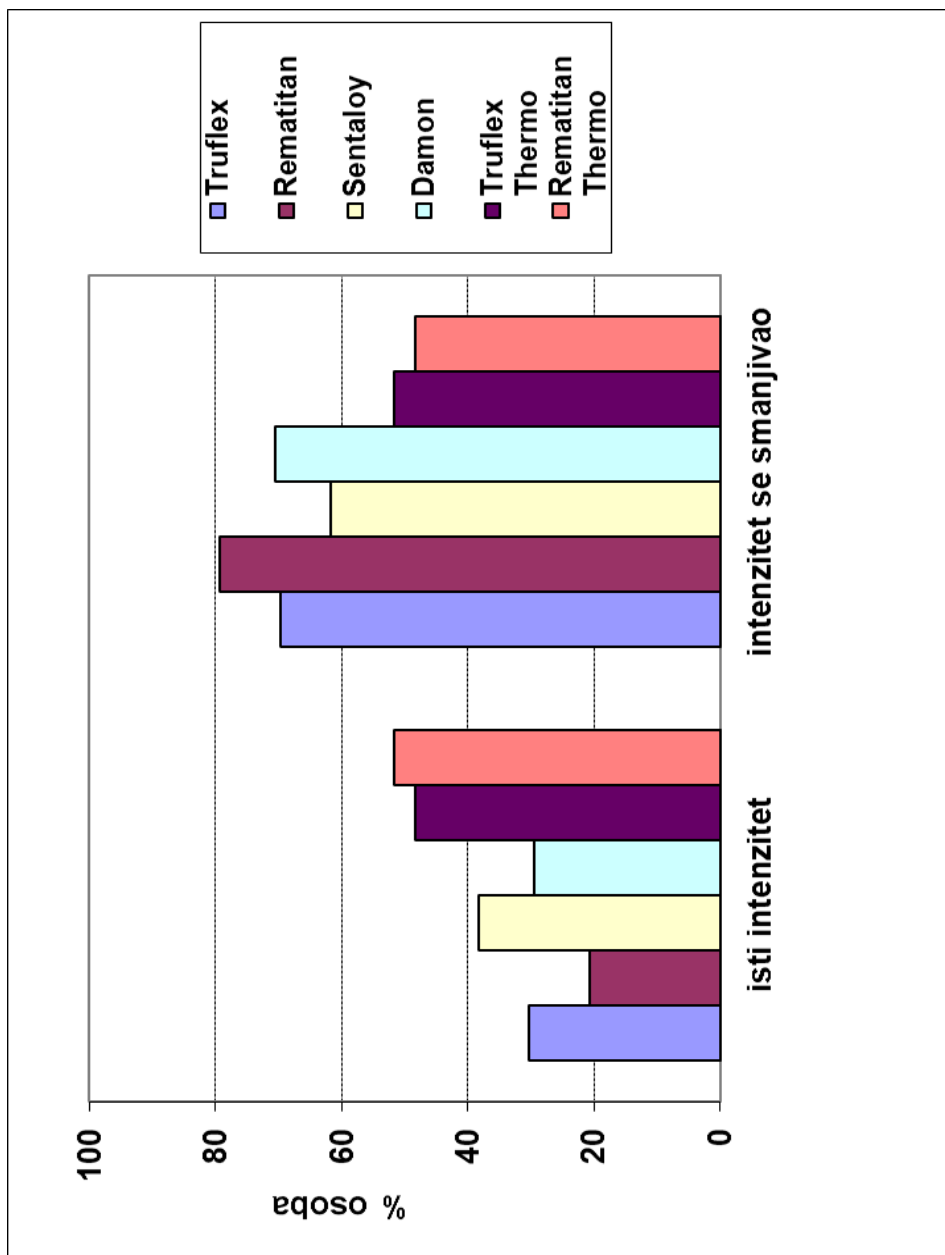


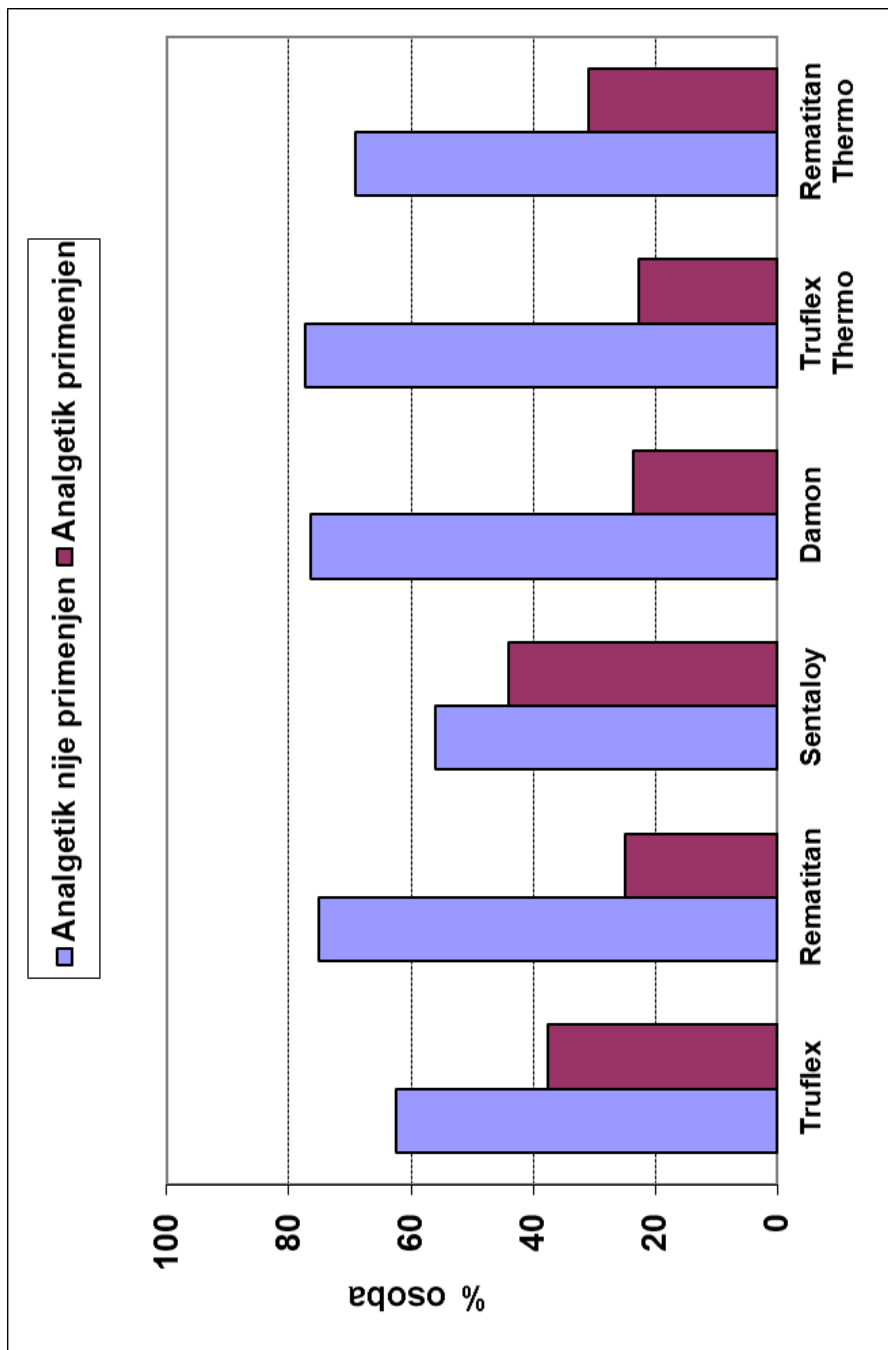


Tabela 23: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama u zavisnosti od upotrebe analgetika

ŽICE	PRIMENA ANALGETIKA		
	analgetik nije primenjen	analgetik primenjen	ukupno
	N (%)		
<b>Truflex</b>	15 (62,5)	9 (37,5)	24 (100,0)
<b>Rematitan</b>	21 (75,0)	7 (25,0)	28 (100,0)
<b>Sentaloy</b>	19 (55,9)	15 (44,1)	34 (100,0)
<b>Damon</b>	26 (76,5)	8 (23,5)	34 (100,0)
<b>Truflex Thermo</b>	24 (77,4)	7 (22,6)	31 (100,0)
<b>Rematitan Thermo</b>	20 (69,0)	9 (31,0)	29 (100,0)
Ukupno	125	55	<b>180</b>

Značajnost između žica: Hi-kvadrat test =5,62 sa 5 stepeni slobode;  
**p=0,34 (n.s.)**

Grafikon 1 1: Raspodela osoba sa ispitivanim žicama u zavisnosti od upotrebe analgetika



### **5.3.10. Poređenje kategorija bola za sve ispitanike po vrsti žice**

U tabelama 24-29 prikazan je raspored kategorija bola iz modifikovanog upitnika po vrsti žice. Predstavljene su, takođe, kategorije bola gde je zapažena statistički značajna razlika. Pregledom tabela uočava se da je bol najčešće počinjao posle 6 sati, zahvatao je pretežno zube u gornjoj vilici sa intenzitetom od 3-7, trajao je 2-4 dana i prestajao postepenim smirivanjem bez upotrebe analgetika. Početak bola posle 12 sati zabeležen je kod osoba sa Rematitan i Rematitan Thermo žicom (tabela 24 i 28). Bol u svim zubima sa značajnom učestalošću su prijavljivale osobe koje su nosile Rematitan žicu, u gornjoj vilici, osobe sa Sentaloy žicom i u prednjim zubima osobe sa Truflex žicom (tabela 24, 25, 26). Najveći intenzitet bola na skali od 1-10 uočen je kod osoba sa Truflex žicom. Intenzitet bola 4 naveden je kao najčešći kod osoba sa Rematitan, Sentaloy, Truflex Thermo žicom (tabela 25-28 ). Osobe sa Rematitan Thermo žicom prijavile su statistički značajno zastupljen intenzitet bola 3 u odnosu na ostale moguće odgovore na skali 1-10 (tabela 29). Nakon statističke obrade rezultata za vrstu provokacije i bola, jasno se vidi da je značajno najzastupljenija provokacija bola bilo žvakanje. Najviše ispitanika prijavilo je da oseća bol kao pritisak (tabela 24-29).

Tabela 24: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa Triflex žicom

<b>Triflex</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>29,45</b>	<b>12,13</b>	1,750	<b>27,667</b>	<b>10,040</b>	1,500	3,522
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	<b>4 dana</b>	<b>prednji</b>	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,417	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,221	p=0,061

Tabela 25: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa Rematitan žicom

<b>Rematitan</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>46,19</b>	<b>25,80</b>	<b>7,828</b>	6,448	<b>11,172</b>	<b>7,000</b>	<b>9,966</b>
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	<b>posle 6 i 12 sati</b>	4 dana	<b>svi</b>	<b>bez</b>	<b>smanjivao</b>
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,092	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>

Tabela 26: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa Sentaloy žicom

<b>Sentaloy</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>45,56</b>	<b>36,87</b>	<b>13,273</b>	<b>14,121</b>	8,788	0,471	1,882
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	<b>posle 6 sati</b>	<b>4 dana</b>	4	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,186	p=0,493	p=0,170

Tabela 27: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa Damon žicom

<b>Damon</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>45,80</b>	<b>12,79</b>	<b>8,824</b>	6,294	7,455	<b>9,529</b>	<b>5,765</b>
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	<b>posle 6 sati</b>	2 dana	4	svi	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,178	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,114	<b>p&lt;0,05*</b>

Tabela 28: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa Truflex Thermo žicom

<b>Truflex Thermo</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>55,44</b>	<b>13,66</b>	1,226	5,613	9,484	<b>9,323</b>	0,032
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	2 dana	prednji/svi/gornja vilica	<b>bez</b>	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,542	p=0,230	p>0,05	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,857

Tabela 29: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa Rematitan Thermo žicom

<b>Rematitan Thermo</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>29,53</b>	10,87	0,483	2,207	8,759	<b>4,172</b>	0,034
parametar	<b>žvakanje</b>	pritisak /oštar	posle 12 sati	3 dana	gornja vilica	<b>bez</b>	isti
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	p=0,0539	p=0,786	p=0,698	p=0,067	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,853

### **5.3.11. Poređenje kategorija bola u zavisnosti od vrste teskobe po vrsti žice**

Kod osoba sa blagom teskobom koje su imale Truflex žicu pronađena je statistički značajna razlika između različitih provokacija na bol, sa žvakanjem kao značajno dominantnim parametrom. Bol se najčešće javljao kao pritisak i trnjenje posle 6 sati i trajao je 3-4 dana uz intenzitet koji je opisivao kao 2 u prednjim zubima gornje vilice (tabela 30). Kod osoba sa istom žicom i umerenom teskobom, provokacija, je takođe bila žvakanje, bol je počinjao odmah, trajao 4 dana i imao intenzitet 5 u svim zubima, ali nije zabeležena značajna razlika u odnosu na druge parametre, osim kod vrste bola koji je, najčešće bio pritisak (tabela 31). Interesantno je da je kod osoba sa izraženom teskobom i Truflex žicom bol bio pulsirajući i trajao duže (4 dana) u odnosu na osobe sa blagom i umerenom teskobom. Bol je, kao i kod osoba sa blagom i umerenom teskobom bio provociran najčešće žvakanjem nakon 6 sati i to pretežno na prednjim zubima (tabela 32). Kod sve tri grupe zabeleženo je da je bol prestajao smanjujući se, bez upotrebe analgetika.

Sličan nalaz je uočen i kod osoba koje su bile u grupi sa Rematitan žicom, takođe podeljene u tri grupe po izraženosti teskobe (tabela 33-35). Postoji statistički značajna razlika u okviru kategorije za vrstu bola, gde se pritisak, kao najčešća bolna senzacije javljao u sve tri grupe.

Bol je okarakterisan kao umeren, intenziteta 3-5, bez upečatljive razlike u trajanju bola.

Osobe sa Sentaloy žicom su prijavile da se bol kao pritisak provociran dodiranjem i žvakanjem javljao značajno najčešće. Bol se, u sve tri grupe javljao posle 6 sati i trajao najmanje 4 dana. Kao i kod osoba sa ostalim žicama, bol se smanjivao bez upotrebe analgetika osim kod osoba sa umerenom teskobom gde je prolazio uz uzimanje lekova protiv bolova (tabele 36-38).

Kod sve tri grupe sa Damon žicom zabeležena je različita provokacija bola uz osećaj nelagodnosti ili pritiska. Kod osoba sa blagom teskobom, bol je počinjao značajno najčešće posle 6 sati. Bol je počinjao odmah ili nakon 6 sati kod osoba sa umerenom ili izraženom teskobom. Intenzitet bola se kretao između 3 i 7 za sve tri grupe (tabela 39-41).

Osobe sa Truflex Thermo žicom su prijavile intenzitet bola od 3-6. sa intenzitetom bola 4 koji je pominjan statistički značajno kod osoba sa blagom teskobom u odnosu na ostale jačine. Interesantno je da je jači intenzitet bola bio zabeležen u grupi sa umerenom u odnosu na izraženu teskobu. Žvakanje kao provokacija za osećaj pritiska je, ponovo, najčešći nalaz za ove dve kategorije (tabela 42-44).

Kod osoba sa Rematitan Thermo žicom, pritisak u zubima je provociran žvakanjem kod osoba sa blagom i izraženom teskobom, a dodiranjem kod osoba sa umerenom teskobom. Bol je trajao od 1-3 dana sa intenzitetom od 3-7. (tabela 45-47).



Tabela 30: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa blagom teskobom Truflex žica

<b>Truflex blaga teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>13,83</b>	4,24	3,000	0,667	0,667	2,667	2,667	2,667
parametar	<b>žvakanje</b>	nelagodnost / pritisak / trnjenje	posle 6 sati	3 dana / 4 dana	2	prednji / gornja vilica	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,5152	p=0,223	p=0,881	p=0,955	p=0,881	p=0,102	p=0,102

Tabela 31: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa umerenom teskobom Truflex žica

<b>Truflex umerena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	10,68	<b>16,04</b>	0,200	2,600	2,600	0,818	0,400	2,778
parametar	žvakanje	<b>pritisak</b>	odmah	4 dana	5	svi	bez	smanjivao
značajnost	p=0,0581	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,905	p=0,273	p=0,857	p=0,366	p=0,527	p=0,096

Tabela 32: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa izraženom teskobom Truflex žica

<b>Truflex izražena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	10,00	4,78	1,750	<b>4,500</b>	3,000	3,250	0,000	0,000
parametar značajnost	žvakanje p=0,0751	pulsirajući p=0,05*	posle 6 sati p=0,417	<b>4 dana</b> <b>p&lt;0,05*</b>	7 p=0,392	prednji zubi p=0,197	bez/ sa p=1,000	smanjivao/ isti p=1,000

Tabela 33: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa blagom teskobom Rematitan žica

<b>Rematitan blaga teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	5,64	<b>5,10</b>	0,000		0,000	0,000	0,333	0,333
parametar značajnost	nema bola/ u miru p=0,3420	<b>nelagodnos t/ pritisak</b> <b>p&lt;0,05</b>	odmah p=1,000	nema varijabilnost	4/5 p=1,000	bočni/ gornj a vilica p=1,000	bez p=0,564	smanjivao p=0,564

Tabela 34: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa umerenom teskobom Rematitan žica

<b>Rematitan umerena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>32,32</b>	<b>17,09</b>	3,778	2,444	3,333	8,111	<b>4,000</b>	<b>8,000</b>
parametar	<b>dodir</b>	<b>pritisak</b>	posle 12 sati	3 dana/ 4 dana	3	svi	<b>bez</b>	<b>smanjivao</b>
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,286	p=0,485	p=0,853	p=0,088	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,01**</b>

Tabela 35: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa izraženom teskobom Rematitan žica

<b>Rematitan izražena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>28,57</b>	<b>11,28</b>	2,667	4,667	2,333	3,000	2,778	2,000
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	4 dana	4	svi zubi	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,264	p=0,097	p=0,801	p=0,392	p=0,096	p=0,157

Tabela 36: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa blagom teskobom Sentaloy žica

<b>Sentaloy blaga teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-Kvadrat	<b>12,90</b>	<b>14,87</b>	3,200	4,400	4,000	2,000	1,600	0,400
parametar	<b>dodir</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	4 dana	4	svi zubi	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,202	p=0,221	p=0,406	p=0,572	p=0,206	p=0,527

Tabela 37: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa umerenom teskobom Sentaloy žica

<b>Sentaloy umerena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>16,66</b>	<b>19,71</b>	3,500	6,000	2,667	<b>8,000</b>	1,923	0,077
parametar	<b>dodir</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	4 dana	8	<b>gornja vilica</b>	sa	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,174	p=0,112	p=0,446	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,166	p=0,782

Tabela 38: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa izraženom teskobom Sentaloy žica

<b>Sentaloy izražena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>31,52</b>	<b>12,03</b>	2,273	1,727	2,636	2,182	2,273	2,273
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	duže od 4 dana	4	gornja vilica/svi zubi/donja vilica	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,132	p=0,631	p=0,756	p=0,702	p=0,132	p=0,132

Tabela 39: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa blagom teskobom Damon žica

<b>Damon blaga teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>35,05</b>	11,06	<b>9,800</b>	1,400	2,000	2,000	<b>6,400</b>	0,000
parametar	<b>dodir</b>	nelagodnost	<b>posle 6 sati</b>	2 dana	3/4	prednji	<b>bez</b>	smanjivao/isti
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	p=0,0501	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,497	p=0,736	p=0,572	<b>p&lt;0,005*</b>	p=01,000

Tabela 40: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa umerenom teskobom Damon žica

<b>Damon umerena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>19,44</b>	<b>15,33</b>	3,933	2,333	5,400	5,000	0,600	<b>8,067</b>
parametar	<b>u miru</b>	pritisak	odmah	3 dana	7	svi zubi	bez	<b>smanjivao</b>
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,269	p=0,506	p=0,369	p=0,172	p=0,439	<b>p&lt;0,01**</b>

Tabela 41: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa izraženom teskobom Damon žica

<b>Damon izražena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>16,04</b>	9,65	1,222	2,667	1,556	2,000	<b>5,444</b>	1,000
parametar	<b>žvakanje</b>	nelagodnost	odmah/ posle 6 sati	2 dana	3	prednji	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,0855	p=0,748	p=0,264	p=0,817	p=0,736	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,317

Tabela 42: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa blagom teskobom TruflexThermo žica

<b>Truflex Thermo blaga teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>60,59</b>	<b>12,23</b>	1,000	4,500	<b>11,500</b>	3,125	<b>9,000</b>	0,000
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak/trnjenje</b>	posle 6 sati	2 dana	<b>4</b>	prednji/gornja vilica	<b>bez</b>	smanjivao/isti
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,317	p=0,212	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,210	<b>p&lt;0,01**</b>	p=1,000

Tabela 43: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa umerenom teskobom TruflexThermo žica

<b>Truflex Thermo umerena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>12,35</b>	<b>12,00</b>	1,000	0,250	0,750	<b>6,250</b>	0,000	0,500
parametar	<b>žvakanje</b>	pritisak	posle 12sati	4 dana/duže	7	<b>svi zubi</b>	bez/sa	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,607	p=0,882	p=0,993	<b>p&lt;0,05*</b>	p=1,000	p=0,480

Tabela 44: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa izraženom teskobom TruflexThermo žica

<b>Truflex Thermo izražena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	5,51	7,76	3,571	1,571	3,857	0,857	3,571	0,143
parametar	žvakanje	nelagodnost	odmah	2 dana	3	prednji/bočni	bez	isti
značajnost	p=0,3564	p=0,1694	p=0,059	p=0,666	p=0,277	p=0,931	p=0,059	p=0,705

Tabela 45: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa blagom teskobom RematitanThermo žica

<b>Rematitan Thermo blaga teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>14,75</b>	10,19	3,455	2,364	3,727	<b>9,000</b>	<b>7,364</b>	2,273
parametar	<b>žvakanje</b>	oštar	posle 12 sati	4 dana	5/7	<b>prednji</b>	bez	isti
značajnost	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,0700	p=0,178	p=0,307	p=0,589	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,132



Tabela 46: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa umerenom teskobom RematitanThermo žica

<b>Rematitan Thermo umerena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	10,00	2,36	2,000	0,429	0,714	1,571	0,143	0,143
parametar	dodir	pritisak	posle 12 sati	1 dan/ 3 dana/ duže	6	gornja vilica	sa	smanjivao
značajnost	p=0,0752	p=0,7966	p=0,368	p=0,934	p=0,982	p=0,666	p=0,705	p=0,705

Tabela 47: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod osoba sa izraženom teskobom RematitanThermo žica

<b>Rematitan Thermo izražena teskoba</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>20,45</b>	<b>16,00</b>	3,455	1,000	6,091	4,909	0,818	0,818
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	odmah	3 dana	3	svi zubi	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,178	p=0,801	p=0,107	p=0,297	p=0,366	p=0,366

### **5.3.12. Poređenje kategorija bola u zavisnosti od pola po vrsti žice**

Kao što je pomenuto, u studiji je učestvovalo 105 osoba ženskog i 84 osobe muškog pola. Da bi se utvrdilo da li postoji razlika u percepciji bola kod žena i muškaraca pristupilo se statističkoj obradi podataka koji su razvrstani po žicama i polu učesnika. Nalaz je ukazao na sličnu raspoređenost parametara u okviru kvaliteta bola za sve osobe bez obzira na pol. Najčešće navođena provokacija bola bila je žvakanje. Nelagodnost i pritisak su prijavljivale osobe oba pola, osim pulsirajućeg bola koji su naveli muškarci sa Truflex žicom. Muškarci su osećali manji intenzitet bola (pretežno 3) od žena, osim muškaraca sa Truflex žicom koji su naveli intenzitet bola 7. Bol je kod osoba oba pola počinjao posle 6-12 sati i trajao 2-4 dana (tabela 48-59).

Tabela 48: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod žena Truflex žica

<b>Truflex žene</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>18,63</b>	<b>14,54</b>	2,462	6,385	3,615	<b>8,286</b>	0,692	1,333
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 6 sati	4 dana	5/8	<b>svi zubi</b>	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,292	p=0,094	p=0,823	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,405	p=0,248

Tabela 49: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod muškaraca Truflex žica

<b>Truflex muškarci</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>16,19</b>	9,74	0,182	<b>7,818</b>	3,091	<b>11,636</b>	0,818	2,273
parametar	<b>žvakanje</b>	pulsirajući	posle 6 sati	<b>4 dana</b>	7	<b>prednji zubi</b>	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,0827	p=0,913	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,543	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,366	p=0,132

Tabela 50: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod žena Rematitan žica

<b>Rematitan žene</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>22,44</b>	<b>25,43</b>	5,769	1,462	3,538	2,692	<b>5,333</b>	<b>5,333</b>
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 12 sati	4 dana	4/5	svi zubi	<b>bez</b>	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001**</b>	<b>p&lt;0,001**</b>	p=0,123	p=0,691	p=0,472	p=0,442	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>

Tabela 51: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod muškaraca Rematitan žica

<b>Rematitan muškarci</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>26,35</b>	8,52	5,769	1,462	3,538	2,692	<b>5,333</b>	<b>5,333</b>
parametar	<b>žvakanje</b>	pritisak	posle 6 sati	4 dana	3	prednji / svi zubi	<b>bez</b>	<b>smanjivao</b>
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	p=0,1297	p=0,123	p=0,691	p=0,472	p=0,442	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,05*</b>

Tabela 52: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod žena Sentaloy žica

<b>Sentaloy žene</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>15,70</b>	<b>19,71</b>	2,800	2,444	4,667	5,333	2,250	0,250
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 12 sati	4 dana	8	gornja vilica	sa	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,247	p=0,485	p=0,323	p=0,255	p=0,134	p=0,617

Tabela 53: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod muškaraca Sentaloy žica

<b>Sentaloy muškarci</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>31,17</b>	<b>25,56</b>	<b>10,889</b>	2,444	8,000	2,000	<b>5,556</b>	2,000
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	<b>posle 6 sati</b>	3/4 dana	4	svi zubi/ gornja vilica	<b>bez</b>	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,001**</b>	p=0,485	p=0,156	p=0,572	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,157

Tabela 54: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod žena Damon žica

<b>Damon žene</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>22,50</b>	8, 10	1,000	1,444	4,778	4,882	0,889	<b>8,000</b>
parametar	<b>dodir</b>	pritisak	odmah/ posle 12 sati	3 dana	7	svi zubi	bez	<b>smanjivao</b>
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	p=0,1506	p=0,607	p=0,836	p=0,311	p=0,181	p=0,346	<b>p&lt;0,01**</b>

Tabela 55: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod muškaraca Damon žica

<b>Damon muškarci</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>34,03</b>	<b>11,45</b>	<b>12,500</b>	4,500	<b>14,625</b>	4,000	<b>12,250</b>	0,250
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>nelagodnost/ pritisak</b>	<b>posle 6 sati</b>	2/4 dana	<b>3</b>	prednji/svi zubi	<b>bez</b>	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,212	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,406	<b>p&lt;0,001***</b>	p=0,617

Tabela 56: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod žena TruflexThermo žica

<b>Truflex Thermo žene</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>42,01</b>	<b>11,65</b>	2,947	1,842	11,000	5,211	1,316	0,474
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>pritisak</b>	posle 12 sati	4 dana	7	svi zubi/ gornja vilica	bez	isti
značajnost	<b>p&lt;0,001***</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,229	p=0,606	p=0,051	p=0,157	p=0,251	p=0,491

Tabela 57: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod muškaraca TruflexThermo žica

<b>Truflex Thermo muškarci</b>	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>17,47</b>	9,74	3,500	4,000	4,667	3,833	0	1,333
parametar	<b>žvakanje</b>	pritisak	posle 6 sati	2 dana	3	prednji	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	p=0,0827	p=0,174	p=0,261	p=0,323	p=0,429	0	p=0,248

Tabela 58: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod žena RematitanThermo žica

Rematitan Thermo žene	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>12,76</b>	5,92	2,000	2,000	6,385	2,769	3,769	0,077
parametar	<b>žvakanje</b>	pritisak	posle 12 sati	4 dana	5	gornja vilica	bez	isti
značajnost	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,3137	p=0,368	p=0,736	p=0,094	p=0,597	p=0,052	p=0,782

Tabela 59: Poređenje parametara za ocenu kvaliteta bola kod muškaraca RematitanThermo žica

Rematitan Thermo muškarci	provokacija	vrsta bola	početak bola	trajanje bola	intenzitet	lokalizacija	upotreba analgetika	način prestanka bola
Hi-kvadrat	<b>20,00</b>	<b>11,61</b>	2,000	2,000	6,385	2,769	3,769	0,077
parametar	<b>žvakanje</b>	<b>nelagodnost/oštar/pulsirajući</b>	posle 6 sati	2 dana	3	svi zubi	bez	smanjivao
značajnost	<b>p&lt;0,01**</b>	<b>p&lt;0,05*</b>	p=0,368	p=0,736	p=0,094	p=0,597	p=0,052	p=0,782



## 6. DISKUSIJA

### 6.1. ISPITIVANJE BOKOMPATIBILNOSTI

#### ORTODONTSKIH ŽICA

Biokompatibilnost materijala koji se koriste u ortodonciji je osnovni uslov za njihovu primenu (Bourauel i sar., 1998). Vlažnost i toplota u usnoj duplji uz prisustvo organskih i kiselih produkata, predstavljaju idealne ulove za biodegradaciju metala, dovodeći do oslobađanja metalnih jona koji mogu da dovedu do neželjenih efekata u organizmu. Degradacija materijala je neminovna i pojačava se postojanjem različitih metala u ustima, hemijskim i elektrohemijskim procesima. Veliki gubitak jona može da dovede do promene prvobitne dimenzije ortodontske žice, smanjenja sile koju žica proizvodi kada je u slotu bravice, kao i do i ugrožavanje zdravlja. Ortodontske žice su u ustima u kontaktu sa velikim brojem supstanci koje mogu da utiču na njihovu reaktivnost i očuvanje integriteta, kao što su pljuvačka, kiseline iz hrane, tečnosti za ispiranje usta, spoljašna sredina, oralna flora i njeni produkti (Eliades i Athanasiou, 2002). Nikl, kao metal koji je sastavni deo fiksnog ortodontskog aparata zavređuje posebnu pažnju sa stanovišta biokompatibilnosti. Ovaj metal ulazi u sastav nekih enzima u ljudskom organizmu i smatra se za osnovni element u tragovima koji je neophodan za pravilno funkcionisanje organizma. Dnevno unošenje nikla procenjuje se na 100-600 $\mu$ g/dan (Uthus i Seaborn, 1996). Pojačan unos može da dovede do neželjenih reakcija naročito alergijskih jer je nikl veći alergen od svih metala zajedno, a takođe, ima kancerogena i mutagena svojstva (Feasby, 1998). Neophodno je utvrditi biokompatibilnost svih materijala koji u sebi sadrže nikl. Naučna javnost koja se bavi ovim problemom i dalje je u potrazi za standardizacijom protokola kojim bi se utvrdila biokompatibilnost nekog materijala. Poteškoće, pre svega, proističu iz činjenice da se radi o kompleksnoj sredini u kojoj ortodontska žica treba da na specifičan način ispoljava svoje dejstvo bez ugrožavanja organizma.

Postoje tri načina za sprovođenje ispitivanja o oslobađanju metalnih jona (najčešće nikla) iz ortodontskih žica radi utvrđivanja njihove biokompatibilnosti (tabela 60):

1. In vitro studije;
2. In vivo studije;
3. Ex vivo studije na uzorcima koji su bili u in vivo uslovima.

Tabela 60: Metode ispitivanja oslobađanja nikla iz legura koje se koriste u ortodonciji (Eliades i Athanasiou, 2002)

Uslovi	Metod	Pouzdanost metode
<i>In vitro</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Merenje koncentracije nikla pre i posle potapanja uzorka u rastvor kiseline ili rastvora (HCl, mlečna kiselina)</li> </ul>	Nema klinički značaj
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Merenje koncentracije nikla pre i posle potapanja uzorka u rastvor kiseline ili rastvora (HCl, mlečna kiselina uz spektrometrijsku detekciju nikla)</li> </ul>	Nema klinički značaj
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Procena oslobađanja nikla iz uzorka u nedopunjavanim medijima</li> </ul>	Nema klinički značaj
<i>Ex vivo</i> na <i>in vivo</i> uzorcima	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Elementarno mapiranje nikla u žici pre i posle upotrebe u <i>in vivo</i> uslovima</li> </ul>	Ima klinički značaj
<i>In vivo</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Merenje nivoa nikla u pljuvački kod osoba pre i za vreme upotrebe žice, ili poređenje sa kontrolnom grupom osoba koje nemaju žicu u ustima</li> </ul>	Ima klinički značaj
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Merenje nivoa nikla u serumu i urinu kod pacijenta pre i za vreme upotrebe žice ili poređenje sa kontrolnom grupom osoba koje nemaju žicu u ustima</li> </ul>	Ima klinički značaj

Studija koja je sprovedena u okviru doktorske disertacije jeste *ex vivo* studija sa uzorcima pre korišćenja, a zatim nakon njihovog korišćenja u *in vivo* uslovima.

*Ex vivo* studija na *in vivo* korišćenim uzorcima odabrana je jer ima klinički značaj i omogućava bolje upoznavanja sa svojstvima žice koja je od strane proizvođača okarakterisana kao biokompatibilna. Merenje sadržaj nikla na površini žica sprovedeno je na nekorišćenim, a zatim iz usta izvađenim, korišćenim NiTi ortodontskim žicama. Odabrano je šest nitinolskih žica različitih proizvođača (tri superelastične i tri termo memorijske) koje se najčešće koriste na našem prostoru. Izabrani materijal i metod sprovođenja studije trebalo je da omogući dobijanje autentičnog uzorka žica od šest različitih proizvođača koje su bile izložene uslovima koji vladaju u usnoj duplji kod osoba sa fiksnim ortodontskim aparatima. Prilikom istraživanja težilo se standardizaciji uslova u usnoj duplji, koliko god je moguće, pa su svi ispitanici bili bez sistemskih bolesti i patoloških procesa u ustima. Korišćene su metane bravice i ligature istih proizvođača kod svih ispitanika. Žice su bile u ustima podjednak broj dana kod svih ispitanika. Naravno, na higijenu, navike u ishrani, kao i na sastav pljuvačke, nije moglo da se utiče.

Iako vrlo popularne, *in vitro* studije koje su do sada rađene nemaju rezultate i zaključke koji su klinički relevantni. Barrett i sar. (1993), Hwang i sar. (2001), kao i Shin i sar. (2003) ispitivali su oslobađanje jona nikla iz fiksnog ortodontskog aparata koji je potapan u rastvore veštačke pljuvačke različitih formula dokazujući prisustvo jona ovog metala u rastvoru. Testiranje ortodontskih aparata na koroziju i merenje koncentracije oslobođenog nikla u veštački napravljenim rastvorima pokazala su prisustvo njegovih jona, ali ne u vrednostima koje su toksične za ljudski organizam (Park i Shearer, 1983; Gjerdt i Hero, 1987; Barret i sar., 1993; Bishara i sar., 1993; Kerusuo i sar., 1997; Ryhanen i sar., 1997; Wever i sar., 1998; Staffolani i sar., 1999). Kuhta i sar. (2009) su ispitivali oslobađanje jona nikla iz ortodontskih aparata sa različitim ortodontskim lukovima, a njegovo ispuštanje iz ortodontskih NiTi žica različitih proizvođača ispitivali su i Ziębowicz i sar. (2008).

Test korozije sprovedi su u veštačkoj pljuvački nakon 3, 6, 13, 14 meseci navodeći da je koncentracija nikla u pljuvački opadala sa vremenom. U pokušaju da prikažu ponašanje nitinolskih žica u rastvorima različite pH vrednosti, Huang i sar. (2003) su potapali žice od četiri proizvođača u rastvor pH=2.5; 3.75; 5.0 i 6.25 sa periodom praćenja od 1, 3, 7, 14 i 28 dana. Akumulacija jona nikla se povećavala sa vremenom za sve žice u pH=2.5, sa manjim oslobađanjem na višim pH vrednostima. Arndt i sar. (2005) su ispitivali ponašanje NiTi, SS i Co-Cr žica u *in vitro* uslovima. Intraoralna sredina je simulirana potapanjem žica u Fusayama veštačkoj pljuvački, kao i mlečnoj kiselini u uslovima mehaničkog i termalnog naprezanja. Na mestima naprezanja i pucanja žice, EDS analizom utvrđeno je da sve žice imaju sličnu hemijsku strukturu (51.8 masenog % Ni i 48.2 masenog % Ti) uz oslobađanje nikla od 0.5-08 µg/dan. Ovi rezultati pružaju vredne informacije o ponašanju uzorka u različitim medijumima, ali ne i pljuvački. U svim ovim studijama korišćeni su rastvori različitog elementarnog sastava, nije postojala uniformnost u izboru vrste rastvora u koji su uzorci potapani, niti bilo kakva standardizacija protokola. Vremenski period držanja ispitivanog uzorka u rastvorima je bio različit, tako da je do saturacije dolazilo u različito vreme. Poznato je da se oslobađanje jona odigrava u većoj meri kada je zasićenost rastvora manja i da se smanjuje sa povećanjem sadržaja jona metala u rastvoru. Potapanjem uzorka u rastvor koji je statičan i ne menja se mešanjem sa svežim rastvorom duže vreme, remeti se relevantnost studije jer se izjednačavanjem koncentracije jona u leguri i rastvoru stiče pogrešan utisak o njihovom sadržaju. (Fontana, 1986; Junker i sar., 1999; Locci i sar., 2000, Gil i sar., 2011). Prava pljuvačka nije samo pasivan rastvor elemenata već dinamičan fluid na koji utiče dijeta, unos tečnosti, pH, zdravstveno stanje organizma kao i promene u usnoj duplji (oboljenja parodontijuma i karijes zuba).

Faktori koji dodatno utiču na način nastanka i vrstu korozije jesu i pokreti u sklopu fiksnog aparata (bravice, ligature, luk), prisustvo složene mikrobiološke flore, kao i ekstremne varijacije temperature.

Sastav pljuvačke se menja tokom dana, što je jedan od neophodnih faktora za nastanak korozije ortodontskih žica, a samim tim i oslobađanje nikla iz legure. Pojednostavljivanje ovako bitne komponente, kao što je pljuvačka, ne doprinosi sakupljanju klinički pouzdanih rezultata (Zhou i sar., 1998), pa i studije koje su sprovedene u veštački stvorenim medijumima nisu u stanju da u potpunosti simuliraju uslove koji vladaju u usnoj duplji.

*In vitro* studije koje koriste obrađene ćelije ljudskog ili životinjskog porekla radi procene citotoksičnosti i genotoksičnosti ortodontskog materijala, zavređuju pažnju ali, takođe, nemaju klinički značaj jer posmatraju leguru izolovano, van uslova koji postoje u usnoj duplji. Tomakidi i sar. (2000) su objavili opširnu studiju o citotoksičnosti i genotoksičnosti produkata koji se oslobode iz ortodontskih materijala prilikom korozije u veštačkoj pljuvački u toku 14 dana. Kulture gingivalnih keratocista su, zatim, *in vitro* izlagane koncentrovanom rastvoru u kome je bio ortodontski material. Nije ustanovljena citotoksičnost niti oštećenja DNK. Trombetta i sar. (2005) fokusirali su se na toksičan efekat koji rastvor nikl hlorida ima na humani oralni epitel u eksperimentalnom modelu koji je imitirao uslove u usnoj duplji. Izlaganje ćelija uticaju  $\text{NiCl}_2$  dovelo je do redukcije u viabilitetu ćelija i aktivaciju homeostatskih mehanizama odbrane u poređenju sa netretiranim ćelijama, kao i pojave PGE2 i IL-6 (medijatora koji se javljaju kod gingivitisa i inflamacije parodoncijuma) u medijumu. Bez obzira na koncentraciju  $\text{NiCl}_2$  rezultati su ukazali na moguć citotoksički efekat nikla i stimulaciju apoptoze ćelija oralnog epitela. Gil i sar. (2004) su razmatrali mikrostrukturne, mehaničke i citotoksičke karakteristike memorijskih NiTi i NiTiCu žica u *in vitro* uslovima na izolovanim fibroblastima zapažajući citotoksičnost.

Vannet i sar. (2006) su ispitivali citotoksičnost korišćenih NiTi ortodontskih žica i žica od nerđajućeg čelika u *in vitro* uslovima na rekonstruisanom humanom oralnom epitelu i pokazali da je došlo do promena u morfologiji, apoptoze kao i nekroze ćelija, u poređenju sa žicama od nerđajućeg čelika. Autori smatraju da je poželjno da se što ranije u ortodontskoj terapiji uvedu žice od nerđajućeg čelika da bi NiTi žice bile što kraći period u ustima pacijanata.

Do sada sprovedene *in vivo* studije iz ove oblasti imale su za cilj ispitivanje sadržaja nikla u pljuvački osoba koji imaju fiksni ortodontski aparat ili ispitivanje citotoksičnosti legura na ćelijama oralnog epitela. Sve ove studije imaju klinički značaj, ali se rezultati teško porede jer je metodologija različita (Kocadereli i sar., 2000; Eliades i sar., 2003). Hafez i sar. (2011) su ispitivali koroziju četiri kombinacije bravica i žica kod 28 osoba u terapiji fiksnim aparatima i 18 osoba u kontrolnoj grupi. Agaoglu i sar. (2001) su pružili rezultate opširne studije koja se bavila ispitivanjem koncentracije nikla i hroma u uzorku pljuvačke i seruma. Uzorci su sakupljeni pre terapije fiksnim aparatima, posle nedelju dana, mesec dana, godinu i 2 godine. Osobe, iako bez karijesa i zdravstvenih problema, nisu imale podjednak broj delova fiksnog aparata, imali su različitu ishranu i različite navike. Najviše koncentracije Ni i Cr u pljuvački zabeležene su posle prvog meseca, sa padom vrednosti nakon godinu i dve godine. Petoumenou i sar. (2009) su ispitivali uzorke pljuvačke kod 18 osoba sa fiksnim ortodontskim aparatima i NiTi žicama. Osobe nisu imale karijes, nisu pušile, niti imale sistemske bolesti. Starost pacijenta, pol, dijeta, kao i socioekonomski status nisu uzimani u obzir. Uzimano je 6 uzoraka pljuvačke, pre terapije, nakon lepljenja bravica i prstenova, nakon 2 nedelje od lepljenja, nakon ligiranja NiTi žice, 4 i 8 nedelja nakon ligiranja žice. Porast koncentracije nikla sa 5 $\mu$ g/l uočen je nakon lepljenja bravica i prstenova na 78 $\mu$ g/l, da bi zatim došlo do pada nakon dve nedelje, na 34 $\mu$ g/l. Porast koncentracije, ali do 56 $\mu$ g/l zabeležen je nakon ligiranja žice, da bi se, zatim, smanjivao.

Kocadereli i sar. (2000) nisu pronašli statistički značajnu razliku u koncentraciji nikla u pljuvački osoba koje su imale fiksni ortodontski aparat u ustima i onih bez aparata u prva dva meseca ortodontske terapije. Gunseli i sar. (2001) su merili nivo nikla u pljuvački i serumu u prvoj nedelji, posle prvog meseca, prve i druge godine od početka terapije i zaključili da se kreće u opsegu od 4.12-11.53 ppb (1 mikrogram/L) i to sa najvišim vrednostima nakon jednog meseca. Vrednosti u serumu su se kretale od 7.87ppb do 10.27 ppb, sa maksimalnim vrednostima u drugoj godini. Oslobođanje jona metala iz ortodontskih fiksnih aparata je najveće u prvih mesec dana, sa tendencijom opadanja do kraja terapije (Gjerdet i sar., 1991. Kerosuo i sar., 1997; Kocadereli i sar., 2000; Agaoglu i sar., 2001; Eliades i sar., 2003; Petoumenou i sar., 2009). Analiza pljuvačke 30 osoba koje su bile u terapiji ortodontskim aparatima pokazala je velike varijacije u koncentraciji metala. Uzorak pljuvačke je uziman pre lepljenja aparata, nakon 10 minuta, 24 sata, 7 dana, 30 dana i 60 dana. Koncentracija nikla je porasla odmah nakon lepljenja bravica, sa tendencijom opadanja kako je vreme prolazilo (Souza i Menezes, 2008; Ousehal i Lazrak, 2012). Prilikom merenja sadržaja metalnih jona u uzorku pljuvačke osoba sa fiksnim aparatima u ustima uzima se u obzir celokupna količina jona, što znači da je u pitanju ukupno oslobođanje iz aparata, hrane, pića ili na drugi način. Na ovaj način ne odbija se pouzdana informacija o koncentraciji jona metala koji su oslobođeni iz metalnih komponenti fiksnog aparata. Takođe, ispitivanje oslobođanja metalnih jona pojedinačno iz svake komponente fiksnog aparata, kao što su bravice, žica, ligaturna žica i dodatni elementi koji se koriste u terapiji, nije moguća na ovaj način. Ove studije pružaju pouzdane informacije o koncentraciji nikla u uzorku pljuvačke osobe koja ima fiksni ortodontski aparat u ustima, ali se ne može pouzdano utvrditi njegovo poreklo (International Programme on Chemical Safety, 1991; Gjerdet i sar., 1991; Bishara i sar., 1993; Aĝaoĝlu i sar., 2001; Huang i sar., 2001).

Metodologija u *in vivo* studijama nije uvek ista i postoje blaga odstupanja u odnosu na način sprovođenja terapije fiksnim aparatima, kao iprilikom izbora kontrolne grupe (Locci i sar., 2000). Takođe, sadržaj nikla u pljuvački ne može da ukazuje na ukupan sadržaj u organizmu jer se ovaj metal posle oralnog unošenja raspoređuje u organizmu, ne samo sa individualnim razlikama već i razlikama u toku nekoliko dana kod iste osobe. Ne zna se kolika je akumulacija u organima, tako da ispitivanje sadržaja nikla u krvi i urinu ne daje pravu sliku njegovoj distribuciji u organizmu (Black, 1999).

*Ex vivo* analize na uzorku koji je bio u *in vivo* uslovima od skora dobijaju na značaju jer pružaju informacije o ponašanju ortodontskih materijala u usnoj duplji, u sredini u kojoj im je i namenjeno da funkcionišu (Eliades i sar., 2000). Merenje sadržaja nikla u NiTi žicama pre stavljanja u usta, a zatim nakon upotrebe posle perioda koji nije manji od mesec dana jeste vrsta studije koja kombinuje *in vivo* i *ex vivo* metodologiju. Studije urađene na ovaj način oslikavaju prave uslove koji postoje u usnoj duplji i ne predstavljaju nikakav izazov sa etičkog stanovišta. Eliades i sar. (2004) su sproveli merenje sadržaja nikla i titana u NiTi i čeličnim žicama pre korišćenja i nakon 1.5-12 meseci u ustima pacijenta sa fiksnim ortodontskim aparatom. Nekorišćene i iz usta izvađene žice podvrgnute su EDS analizi, ali statistički značajne razlike u odnosu nikla i titana nisu pronađene. Eliades i sar. (2000) su ispitivali i poredili morfološke karakteristike novih i korišćenih NiTi ortodontskih žica i prikazali postojanje biofilma na površini, poroznost, hrapavost i pojavu nehomogenosti što može biti preduslov za nastanak korozije i oslobađanje jona metala. Uočena je rupičasta korozija na površini korišćenih žica, smanjenje granulacije i promene u sadržaju nikla i titana naročito u pukotinama (Oshida i sar., 1992).



## 6.2. STRUKTURA POVRŠINE ORTODONTSKIH ŽICA

Svi delovi fiksnog aparata, osim bravica, periodično se menjaju, pa postoji mogućnost ispitivanja alteracija kroz koje materijal prolazi u usnoj duplji. Pošto je titan reaktivniji od nikla, na površini NiTi legure formira se pasivan sloj titan oksida koji sprečava koroziju i izlaženje metala iz legure. Analiza ortodontskih žica koje su bile u ustima osoba sa fiksnim ortodontskim aparatima daje kvalitetne informacije o ponašanju materijala u uslovima usne duplje. Morfologija površine žica koje su bile u ustima u odnosu na one koje nisu, pokazuje razlike, u izgledu i sastavu zbog korozivnih procesa. U suštini, prilikom korozije kao procesa pri kome dolazi do degradacije metala u njegovoj reakciji sa okolinom, postoji oksidacija na anodi i redukcija na katodi. Proces traje dokle god se ne izgubi sav metal, dok se metal ne prevuče slojem oksida koji proces zaustavlja ili dok se katoda ne zasiti, obično iscrpljivanjem kiseonika. Pasivizacija metala je proces kojim se površina metala čini manje reaktivnom sa okolinom čime se korozija smanjuje. Sloj oksida koji se nalazi na površini ortodontske žice nastaje izlaganjem metala kiseoniku i doprinosi njenoj pasivizaciji, nereaktivnosti, koja nije konstantna već se menja u zavisnosti od medijuma i uslova sredine. Pasivni film se sastoji od oksida, a nakon stavljanja u fiziološki rastvor ili usnu duplju, sloj kalcijum fosfata se formira na njegovoj površini, kao i organski sloj koji u sebi ima alkohola, amida, karbonata, sa dominantnim elementima kao što su : natrijum, kalijum, kalcijum i fosfor (Eliades i sar., 2000). Tokom formiranja filma kalcijum fosfata, menja se raspored titana u dubljim slojevima žice usled podebljanju sloja oksida. Iako postoji zona oksida na površini, gubitak jona, kako titana, tako i nikla iz legure metala se neminovno odigrava zbog njene nestabilnosti (Williams, 1982). Inicijalni gubitak nikla iz žice kontrolisan je njegovom koncentracijom u najpovršnijem sloju, kao i debljinom i strukturom sloja oksida.

Gubitak oksida se ubrzava, dejstvom sile, trenjem, kao i medijumom koji je bogat korozivnim agentima kao što su kiseline, so, natrijum hlorid, gazirana pića, slatkiši i soli fluora. Korozija je pojačana na žicama koje su izložene dejstvu fluora koji se nalazi, kako u pastama za zube, tako i u tečnostima za ispiranje usta (Toumelin-Chemla i sar., 1994; Schiff i sar., 2005). Radi utvrđivanja otpornosti na koroziju i stabilnosti nitinolske žice u uslovima usne duplje, u sadašnjem istraživanju ispitivana je hemijska struktura površine žice EDS analizom. Pojačana otpornost na koroziju pripisuje se žicama koje ne samo što imaju deblji sloj oksida već i manji sadržaj nikla u površinskom sloju (Shabalovskaya, 1996). Rezultati doktorske disertacije ukazuju da postoji razlika u koncentraciji nikla na površini žice kod novih i korišćenih žica. Truflex, Sentaloy i Damon žice pokazuju smanjenje koncentracije nikla u površinskom sloju nakon korišćenja, dok Rematitan, Rematitan Thermo i Truflex Thermo žice pokazuju njegovo povećanje nakon mesec dana u ustima osoba sa fiksnim aparatom i to najviše kod Rematitan Thermo žice. Različiti nalazi koncentracije nikla pre i posle korišćenja na površini žica mogu da znače da je postupak proizvodnje žice bio različit, naročito proces pasivizacije koja je odgovorna za stvaranje protektivnog filma oksida na površini. Mesta gde je pronađena veća koncentracija nikla ukazuju na slabiju ili neadekvatnu pasivizaciju površine žice i manji sadržaj oksida titana. Sadržaj nikla na površini metala određuje koliko će biti njegovo oslobađanje u medijum (Shabalovskaya, 2002), tako da povećana koncentracija garantuje njegovo veće otpuštanje u pljuvačku. Slobodni nikl, kao i onaj iz oksida, manje je stabilan od titana vezanog u oksid i lako se oslobađa. U sadašnjoj studiji ispitivana je zastupljenost nikla kod šest žica različitih proizvođača na šest, slučajno izabranih mesta, pre i posle korišćenja. Pošto su žice, proizvedene na različit način, bile u ustima osoba sa fiksnim aparatima, očekivala se promena u strukturi površinskog sloja žice u zavisnosti od njenog sastava, procesa pasivizacije, kao i uslova u usnoj duplji.

Na površinu žice u ustima utiču promene temperature, dejstvo sile, trenje, medijum, korozivni procesi i počinje degradacija metala uz očekivani gubitak nikla sa površine. Otpornost na koroziju i gubitak metala kod komercijalnih ortodontskih žica zavisi od površinske homogenosti, načina pasivizacije, hemijske strukture i različitih karakteristika oksida što je usko povezano sa procesom proizvodnje. Sloj titan oksida ( $\text{TiO}_2$ ) na površini žice ima dvojaku funkciju; da poveća stabilnost legure od koje je žica napravljena i da je zaštiti od korozije kreirajući fizičku i hemijsku barijeru protiv oksidacije i oslobađanja nikla. Koncentracija nikla u površinskom sloju oksida ortodontskih žica, pokazuje manje vrednosti kod žica koje su bile podvrgnute termičkom tretmanu, elektropoliranju ili hemijskoj polarizaciji u odnosu na mehaničko poliranje (Carroll i Kelly, 2003). Sloj oksida titana se stvara na površini žice u toku procesa proizvodnje i procenjuje sa na 2-2.5 nm debljine (Iijima i sar., 2001; Clarke i sar., 2005). Utvrđeno je da je otpornost na koroziju manja, a gubitak nikla veći kod žica koje su mehanički polirane jer se tom prilikom hemijski sastav površinskog sloja menja u zavisnosti od vrste polirera, tehnike čišćenja, sušenja i rukovanja. Prilikom poliranja dolazi od oštećenja površine žice, ostaju delovi polirera koji se talože i smanjuju otpornost na rupičastu koroziju. Peskiranje žice ima za zadatak uklanjanje crnog sloja oksida nastalog tokom proizvodnje. Nepotpuno uklanjanje ovog sloja na mikroskopskom nivou, može da dovede do stvaranja mikro defekata na površini žice i kompromitovanja njene otpornosti na koroziju. U zavisnosti od postupka mehaničkog poliranja, žica može biti površinski zagađena različitim elementima, kao što su: Ca, Mg, Na, Si, P, Cl, Ti, Ni, C i O u koncentraciji do čak 8 at% (Shabalovskaya S, Anderegg, 1995; Shabalovskaya i sar., 2002; Shabalovskaya i sar., 2003). Iako je  $\text{TiO}_2$  dominantan u površinskom sloju, koncentracija slobodnog nikla varira od 09-30 at%. u zavisnosti od pasivizacije žice i načina poliranja (Wever i sar., 1997).

Žice koje su polirane mehaničkim putem oslobađanje nikla bilo jako povećano prilikom potapanja u različite medijume u odnosu na oslobađanje sa površine žica koje su elektropolirane. Nikl se najviše oslobađao sa mesta gde ga je bilo u velikoj koncentraciji i na mestima prisutne korozije (Hessing i Pohl, 2009). Kod žica koje su ispitivane u doktorskoj disertaciji, kao što su Truflex Thermo, Rematitan Thermo i Rematitan kod kojih je došlo do povećanja koncentracije nikla na površini, moguće je da je pasivizacija bila slabija, što je uzrokovalo mestimičnu koroziju. Ukoliko su ove žice bile mehanički polirane, očekivalo bi se povećano oslobađanje nikla sa površine, veća zagađenost površine, kao i manja koncentracije titana. Površina žice je bila glatka i sjajno srebrna što je uobičajeno nakon mehaničkog poliranja, mada se makroskopski izgled ne razlikuje mnogo od onog koji postoji u slučaju pasivizacije elektropoliranjem ili termičkim tretiranjem. Izgled žica pod SEM pokazuje postojanje pukotina, udubljenja, izbočina, ali i ravne platoe. Prisustvo rezidualnih elemenata, oštećenja površine žice, kao i mestimične plastične deformacije žice, uz kasnije pukotine na tim mestima, nastale prilikom procesa poliranja, mogu biti razlog loše otpornosti mehanički poliranih žica na koroziju. Zbog ovih i moguće drugih, jos nepotpuno objašnjenih razloga, vizuelno glatka i sjajna, a ipak defektna površina mehanički polirane žice nije u mogućnosti da se odupre uslovima usne duplje i koroziji. Postojanje defekata na površini žice značajno smanjuje otpornost na koroziju (Oshida i sar., 1992; Widu i sar., 1999; Rondelli i sar., 1999). SEM analiza površine žica u sadašnjoj studiji otkrila je postojanje neravne, reljefne površine svih ispitivanih žica. Pukotine su primećene kod Damon žice posle korišćenja, kod Rematitan Thermo i Truflex Thermo žice pre korišćenja. Izraženiji defekti nakon korišćenja primećeni su na površini Truflex Thermo žice koja je pokazala i najupečatljivije povećanje koncentracije nikla na površini. Truflex žica je pokazala sličan reljef pre i posle korišćenja.

Lee i sar. (2010) u prikazu površine četiri ortodontske žice slažu se sa rezultatima Oshida i sar. (1992) da povećana hrapavost površine ima uticaja na smanjenje otpornosti na koroziju, osim kod jedne žice gde su uočeni veliki defekti, a ne tako izražena korozija. U sadašnjoj studiji, najizraženija hrapavost i razlika u izgledu površine je uočena kod Sentaloy i Damon žice, kao i promena u granulaciji pre i posle korišćenja uz smanjenje koncentracije nikla na površini što se slaže sa rezultatima Huang i sar. (2003). i Huang (2005) koji ne nalaze vezu između hrapavosti površine žice i sklonosti ka koroziji.

Neznatno povećanje koncentracije nikla na površini Rematitan žice, kao i smanjenje izraženosti reljefa površine kod Rematitan Thermo, Truflex Thermo i Truflex Thermo žica posle korišćenja ukazuje na moguće presvlačenjem žice proteinskom biofilmom koji je preuzeo zaštitnu ulogu. Različitost u hrapavosti i prisustvo defekata na površini žica koja nije uvek u skladu sa promenom u koncentraciji nikla i titana u površinskom sloju žica pre i posle korišćenja ukazuje na značaj protektivnog sloja oksida koji igra odlučujuću ulogu u zaštiti od korozije što se slaže sa nalazima Yoo i sar. (2008), kao i Baker i sar. (2009).

Nagrizanjem nitinolskih žica kiselinama i elektropoliranje je način eliminacije površinskih defekata i oksidacije. Ovakvo tretiranje površine žice rezultuje stvaranjem sloja titan oksida sa manjom koncentracijama nikla u odnosu na koncentracije nakon mehaničkog poliranja (Wagman i sar., 1982). Elektropoliranje ostavlja heterogenu strukturu površine žice i mogući inferiorniji odgovor žice na koroziju od površine nagrizedane kiselinama. Tretman žice oksidacijom na povišenoj temperaturi, tzv. termička oksidacija, takođe, utiče na pasivizaciju i stvaranje protektivnog sloja oksida (Iijima i sar., 2001). Sloj  $TiO_2$  na površini žice je dominantan i raste sa povišenjem temperature što omogućava prodiranje kiseonika u dublje slojeve na površini i difuziju titana ka površini.

Kod žica koje su pokazale smanjenje koncentracije nikla, a povećanje koncentracije titana (Sentaloy, Truflex i Damon) moguće je da je pasivizacija sprovedena termičkom oksidacijom čime je omogućena difuzija titana iz dubljih slojeva, njegova oksidacija i stvaranje debljeg sloja oksida na površini, uz smanjenje koncentracije slobodnog nikla. Mnoge studije ukazuju na neophodnost tretiranja površine ortodontske žice radi dobijanja stabilnijih formi titan oksida. Sloj oksida koji se stvara tokom proizvodnje je manje stabilan nego kada se termičkim tretiranjem žice stvara stabilniji oksid mnogo homogenije strukture (O'Brien i Kelly, 2002). U pokušaju da se sloj oksida i pasivizacija žice pojača, pozitivni rezultati u procesu proizvodnje ortodontskih žica postignuti su termičkim tretmanima, pasivizacijom azotnom kiselinom, kombinacijom NaOH i H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> tretmanom (O'Brien i sar., 2002; Gu i sar., 2005; Chu i sar., 2005). Termičko tretiranje površine nitinolske žice odigrava se u prisustvu vazduha ili argona u cilju prevencije oslobađanja nikla sa površine, pri različitim atmosferskim pritiscima.

Termička oksidacija na temperaturama iznad 300°C je obično u vezi sa modifikacijom površine žice, omogućavajući formiranje površinskog sloja bogatog oksidima nikla i titana. Više temperature i produženo vreme oksidacije dovode do stvaranja debljeg, ali krtijeg i poroznijeg sloja oksida. Na temperaturi od 500°C dolazi do difuzije kiseonika u dubinu, bez migracije titana, i formiranja TiO<sub>2</sub>. U dubljim slojevima, do kojih nije dospelo dovoljno kiseonika, formiraju se manje stabilni oksidi (TiO, Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub> i Ti<sub>3</sub>O<sub>5</sub>). Nikl koji je prisutan u površinskom sloju oksida, nakon što je sav titan utrošen, formira okside (NiO i NiTiO<sub>3</sub>) (Firstov i sar., 2002). Ispod zone oksida nalazi se sloj bogat slobodnim niklom i Ni<sub>3</sub>Ti, a debljina, poroznost i homogenost oksidnog filma zavisi od temperature, vremena oksidacije, kao i načina hlađenja legure prilikom oblikovanja. Oksidacijom površine žice na temperaturama do 500°C prisutna je mala koncentracija slobodnog nikla, površina žice je glatka, homogena sa tankim slojem oksida.

Na temperaturama koje su više od 600°C kiseonik prodire difuzijom ka dubini, a istovremeno dolazi do difuzije titana iz dubine ka spolja i stvaranja dodatnih oksida na površini žice. Sloj oksida je deblji, ali je više porozan i krtiji od onog koji nastaje na nižim temperaturama. Ostatak kiseonika se troši na vezivanje sa niklom (Plant i sar., 2005; Hessing i Pohl, 2009) koji se nalazi kao slobodan u sloju oksida i ispod njega. Ovom prilikom, nikl može da ostane zarobljen kako na površini, tako i u dubljim slojevima iz kojih je titan migrirao ka spolja. Takođe, moguće je i da zbog razlike u termodinamičkoj aktivnosti površinskog sloja oksida i dubljih slojeva, dođe do difuzije nikla na površinu i ukoliko postoji dovoljno kiseonika moguća je njegova potpuna oksidacija u zoni oksida. Postojanje zone bogate niklom ispod površinskog sloja oksida može da dovede do njegovog povećanog oslobađanja, naročito kod debljih slojeva oksida stvorenih prilikom oksidacije na visokim temperaturama.  $\text{TiO}_2$  je vrlo krt, naročito ako je u debljem sloju i pod naprežanjem lako puca. U uslovima koji vladaju u usnoj duplji, naročito na mestima naprežanja nitinolske žice, moguće je pucanje površinskog sloja  $\text{TiO}_2$  i otkrivanja sloja bogatog niklom koji odatle difunduje ka površini i oslobađa se u usnu duplju (Shabalovskaya i sar., 2009). Povećano trošenje žica makroskopski utiče na strukturu novonastale površine, naročito na mestima velikog trenja žice i bravice, plastične deformacije žice usled velikog savijanja, kontakta žice i tkiva i td. I vodi većem oslobađanju jona nikla (Eliades i sar., 2004). Zbog velike razlike u elektrohemijском potencijalu  $\text{TiO}_2$  zone i zone bogate niklom dolazi do korozije i daljeg gubitka jona. Mogući način gubljenja jona je i pojava šupljina u sloju oksida nastalog usled Kirkendall efekta (pokretanje graničnih slojeva metala usled različitosti u difuziji atoma) koji, takođe, utiče na smanjenje otpornosti ka koroziji (Zhu i sar., 2003).

Dosadašnje studije koje su se bavile karakteristikama sloja oksida na površini nitinolske žice u zavisnosti od načina pasivizacije, prikazuju  $\text{TiO}_2$  kao dominantnu fazu u odnosu na koncentraciju slobodnog nikla nakon termičke oksidacije (Zhu i sar., 2003; Plant i sar., 2005; Michiardi i sar., 2006; Hessing i Pohl, 2009).

Kod žica u sadašnjoj studiji kod kojih je zabeleženo povećanje koncentracije nikla na površini moguće je da su na mestima na kojima je vršena EDX analiza bili otkriveni pod- površinski slojevi bogati niklom jer je došlo do pucanja površinskog sloja titan oksida zbog naprežanja, načina održavanja higijene ili ishrane. Pucanje sloja  $\text{TiO}_2$  na ovim mestima kogo je da dovede do difuzije nikla iz dubine, kao i njegovog oslobađanja iz sloja oksida, a zatim i otpuštanja u usnu duplju. Neznatno povećanje koncentracije nikla kod Rematitan žice verovatno je povezano sa dobrim izborom temperature i vremena trajanja termičke oksidacije, ili manjim naprežanjima žice u ustima na mestima na kojima je EDX analiza sprovedena, naravno ukoliko je ova metoda oksidacije korišćena. Pošto otpornost na koroziju površine nitinolske žice koja je termički tretirana zavisi od stanja u kome se površina žice nalazila pre termičkog tretmana i filma oksida koji je stvoren. Smatra se da kada je debljina  $\text{TiO}_2$  pre termičkog tretmana od 01 do  $10\mu\text{m}$  očekuje se loša otpornost na koroziju. Debljina protektivnog sloja preko ovih vrednosti utiče na povećanu otpornost na koroziju kada naprežanje žice ne prelazi 3% deformacije (Trepanier i sar., 2003). Povećanje sloja oksida na površini i eliminacija slobodnog nikla prilikom pripreme žice za termički tretman trebalo bi da doprinose dramatičnom poboljšanju otpornosti na koroziju. Ipak, ovakve žice nisu pokazale veliku stabilnost i otpornost prema koroziji prilikom aplikacije sile (Shabalovskaya i sar., 2007).

Pošto je proces proizvodnje nitinolske žice dobro čuvana tajna od strane proizvođača, nije moguće saznati koji postupak pasivizacije površine žice je korišćen.



Rezultati sadašnje studije mogu da ukažu na promene nastale u površinskom sloju žice na osnovu kojih je moguće izvesti pretpostavke o načinu ponašanja nikla i titana na površini. U svakom slučaju, povećanje koncentracije nikla u površinskim slojevima žice, ukazuje na gubitak titana iz sloja oksida na površini, kao i moguću migraciju nikla iz dubljih slojeva na površinu i to kao posledica nedovoljne pasivizacije žice i korozivnih procesa. Bez obzira da li se nikl na površini žice nalazi vezan u oksid, koji je nestabilan, ili je slobodan zarobljen u sloju oksida, kada je, takođe, nestabilan, neminovno će doći do njegovog otpuštanja u medijum ukoliko se naruši kontinuitet sloja  $\text{TiO}_2$ . Žice koje su pokazale neznatno povećanje ili smanjenje koncentracije nikla na površini, ukazuju na dobru pasivizaciju i na očuvanje koncentracije titana na površini ili očuvanjem postojećeg sloja oksida ili migracijom titana iz dubine i njegovim vezivanjem sa kiseonikom iz medijuma. Istovremeno, moguće je da je nakon unošenja žice u usta došlo od inicijalnog gubitka nikla sa površine zbog nedovoljne pasivizacije žice, ali da su se, nakon toga, otpušteni slobodni joni nikla zamenili titanom koji je migrirao na površinu i oksidirao. Rezultati ove studije se ne smeju pojednostavljivati. Spektroskopijom površine žice detektovan je hemijski sastav površine žice ali se ne uočavaju promene u leguri koje se odigravaju na dubini do koje ne dopire spektroskopija, a koje utiču i na površinski sastav.

Promene u koncentraciji nikla i titana na površini ne mogu sa sigurnošću da ukažu na intenzitet gubitka jona sa površine nitinolske žice i odraz su komplikovane difuzije jona metala koja umnogome zavisi od samih karakteristika žice dobijenih tokom procesa proizvodnje koji nam je nepoznat.

### 6.3. BOL

Uzorak za istraživanje u okviru doktorske disertacije formiran je od osoba koje su došle na Kliniku za ortopediju vilica u Beogradu radi ortodontske terapije fiksnim aparatima. Uključeni su svi pacijenti koji su želeli da učestvuju u studiji, bez obzira na pol, uzrast i vrstu malokluzije. Samo osobe sa sistemskim bolestima i kompromitovanim zdravljem parodontijuma nisu uključene u istraživanje. Od 200 osoba koje su započele učešće u studiji, obrađeni su podaci za 189, jer ostalih 11 nisu poštovali protokol. Uzorak je bio dovoljno velik da pruži podatke o karakteru i intenzitetu bola kod ispitanika. Krukemeyer i sar. (2009) su sproveli studiju u kojoj je bilo uključeno 116 osoba radi ispitivanja kvaliteta i kvantiteta bola kod ortodontskih pacijenata, a Erdinc i Dincer (2004) na 109 ispitanika. Scheurer i sar. (1996) su ispitivali karakter bola na 170 pacijenata na početku terapije fiksnim aparatima, a Polat i Karaman (2005) na 150 pacijenta.

#### **6.3.1. Faktori koji utiču na percepciju bola**

Bol je osećaj koji ne deskriminiše. Bol osećaju svi, bez obzira na godine, pol, rasu, socioekonomski status ili kulturu kojoj pripadaju. Ipak, ne osećaju bol svi podjednako, niti na sve ima isti uticaj. Klinička studija u okviru doktorske disertacije imala je za cilj da više pažnje posveti bolu, kao nezaobilaznom delu ortodontske terapije jer su, u poređenju sa istraživačkim radom na polju ortodontske prakse, publikacije na temu karakterizacije bola vrlo retke (Krishnan, 2007).

Okeson (1995) smatra da postoji nekoliko faktora koji utiču na percepciju bola neke osobe, a to su: "kontrola kapija bola", prethodna bolna iskustva, emotivno stanje, pol, starost, kao i obaveštenost o bolu koji predstoji.

Osobe koje su učestvovala u sadašnjoj studiji bile su detaljno obaviještene o očekivanom bolu na početku ortodontske terapije, na osnovu podataka iz literature i iskustva terapeuta. Na ovaj način, pokušano je da se pripremom pacijenata otkloni komponenta iščekivanja i anksioznosti. Litt (1996) i Serogl i sar. (2000) ukazuju na smanjenje praga bola kod anksioznih osoba, kao i Abu Alhaija i sar. (2010) koji su publikovali da je jačina bola na početku ortodontske terapije bila manja kod pacijenata koji su detaljno bili upućeni u tok terapije u odnosu na one koji nisu bili obaviješteni. Detaljno objašnjenje o izraženosti malokluzije i potrebe za njenom korekcijom uticalo je na motivaciju pacijenata i bolje prihvatanje neprijatnih senzacija tokom terapije.

Ortodontski pacijenti koji su učestvovali u sadašnjoj studiji nisu imali sistemskih bolesti, čime je pojačanje bolnog impulsa u "kapijama bola", koje bi postojalo kod hroničnih pacijenta, također, otklonjeno (Malzak i Wall, 1965). Početak terapije fiksnim ortodontskim aparatima i učesće u studiji je određivano biranjem najboljeg trenutka za svakog učesnika (da osobe nisu pod bilo kakvom vrstom stresa ili emotivne napetosti-ispiti, matura, kraj školske godine, proslave, rođendani i sl.) da bi se emotivni upliv u percepciju bola doveo na minimum.

Fernandez i Milburn (1994), Chapman i Turner (1986), Bergius i sar. (2000), kao i Bartlett i sar. (2005) ukazuju na pozitivnu korelaciju između stresa i intenziteta bola. Studije koje su se bavile vezom između pola osobe i percepcije bola imaju raznolike zaključke. U sadašnjem istraživanju, žene su prijavljivale viši intenzitet bola za istu vrstu žice u odnosu na muškarce što je u saglasnosti sa nalazima Scheurer i sar. (1996), Riley i sar. (1998), Bergius i sar. (2002), Edwards i sar. (2005), Komiyama i sar. (2007) i LeResche i sar. (2007). U studijama sprovedenim na sličan način nije pronađena korelacija između pola osoba i intenziteta bola (Jones, 1984; Ngan i sar., 1989; Jones i Chan, 1992; Serogl i sar., 1998; Erdinc i Dincer, 2004, Abu Alhaija i sar., 2010).

Bol nakon postavljanja fiksnog aparata je počinjao kasnije (posle 12 sati) u odnosu na muškarce kod kojih je obično počinjao posle 6 sati izuzev kod žena koje su imale Truflex žicu, ali bez statistički značajne razlike. Najčešće prijavljivana dužina trajanja bola kod žena bez obzira na vrstu žice bila je 4 dana, što je primećeno i kod muškaraca, sa izuzetkom onih koji su imali Rematitan Thermo, Truflex Thermo i Damon žicu i navodili da je bol trajao 2 dana. I muškarci i žene u sadašnjoj studiji najčešće su ukazivali na žvakanje kao provokaciju na bol, osim žena u grupi koja je imala Damon žicu i ukazivala da je dodir uzrokovao bolnu senzaciju.

Nelagodnost i pritisak su osećali i žene i muškarci na početku terapije fiksnim aparatima, sa značajnom razlikom u odnosu na druge vrste bola kod žena sa Truflex, Rematitan, Sentaloy i Truflex Thermo žicom i kod muškaraca sa Sentaloy, Damon i Rematitan Thermo žicom. Dizajnom sadašnje studije obuhvaćeni su pacijenti starosne dobi od 12-30 godina. Prilikom statističke obrade podataka, učesnici su podeljeni u dve grupe. Prva grupa se sastojala od osoba starosti do 16 godina, a drugu su činile osobe starosti od 16 do 30 godina. Na ovaj način obuhvaćeni su ispitanici u periodu rasta i nakon završetka rasta. U dosadašnjim radovima zaključeno je da mlađe osobe, osobe u pubertetu, osećaju slabiji bol u odnosu na odrasle (Jones, 1984; Jones i Richmond, 1985; Brown i Moerenhout, 1991). Scheurer i sar. (1996) ukazuju na smanjen intenzitet bola kod ortodontskih pacijenata mlađih od 13 godina što se slaže sa nalazima Erdinc i Dincer (2004). U sadašnjem istraživanju nisu pronađene statistički značajne razlike u intenzitetu bola kod osoba mlađih od 16 godina i onih od 16-30.

### **6.3.2. Upitnik**

U kliničkom delu istraživanja, ortodontski pacijenti su dobili upitnik za evaluaciju bola koji, do sada, u takvom obliku nije predstavljen ni u jednom istraživanju.

Poznato je da je pravilna karakterizacija bola najvažniji deo u usvajanju načina za njegovu prevenciju. Do sada je predloženo nekoliko načina za evaluaciju bola kod ortodontskih pacijenta.

Većina studija je koristila VAS radi jednostavnosti (Scheurer i sar., 1996; Linacre, 1998; Bergius i sar., 2000; Erdinc i Dincer, 2004; Mao i sar., 2003; Polat i Karaman, 2005. Cioffi i sar., 2012, Wang i sar., 2012. Sriwatanakul i sar. (1983) smatraju da je VAS najobjektivniji metod za procenu intenziteta bola. Ipak, korišćenje samo VAS u evaluaciji percepcije bola ne ukazuje na kvalitet bola. Opis kvaliteta bola već je korišćen u ranijim studijama (Addy i sar., 1987; Orchardson i Collins, 1987; Kontturi-Närhi, 1993). NRS je već uspešno primenjivan metod za prikazivanje intenziteta bola (Newman, 1980; Jones, 1984; Kontturi-Närhi, 1993; Hartrick i sar., 2003).

U sadašnjem istraživanju, u cilju prevazilaženja ograničenosti VAS-a uobličen je upitnik koji je kombinacija McGill upitnika za bol i numeričke skale-NRS. Opisna priroda pitanja u modifikovanom McGill upitniku daje mogućnost preciznije karakterizacije bola (Gracely i sar., 1978; Duncan i sar., 1989). Namera je bila da se svi aspekti bola objedine, pružajući jasan i jednostavan način za komunikaciju sa ortodontskim pacijentom, tako da su i deca koja su učestvovala u studiji u potpunosti mogla da shvate pitanja. Odlučeno je da se u jednom upitniku kombinuju pitanja provokaciji, intenzitetu, početku, dužini trajanja, vrsti bola, lokalizaciji, kao i načinu prestanka.

### **6.3.3. Faktor provokacije**

Deo upitnika koji se bavi provokacijom bola daje mogućnost otkrivanja efekata ortodontske sile na potporni aparat, kao i pulpu zuba. Otkrivanjem međusobne korelacije, kao na primer osetljivost na toplo i bol noću, ukazivalo bi na prisustvo blage inflamacije pulpe. Od ukupnog broja ispitanika u sadašnjoj studiji, čak je 117 navelo da je bol bio provociran žvakanjem.

Rezultati dobijeni poređenjem parametara u okviru grupa sa istom žicom, ukazuju, da su kod svih žica osobe navodile da je žvakanje bilo značajno najčešći uzrok bola. Sličan zaključak se izvodi i pregledom rezultata koji su dobijeni poređenjem parametara za kvalitet bola u zavisnosti od pola i od teskobe. Žvakanje, kao provokacija bola je najčešće prijavljivano, osim kod osoba sa Rematitan žicom kod umerene teskobe, Sentaloy žicom kod blage i umerene teskobom, Damon žicom kod blage teskobe i Rematitan Thermo kod umerene teskobe, koje su navodile da je upečatljiva provokacija bio dodir. Slični rezultati ukazuju da parodontcijum zuba koji su uključeni u fiksni aparat slično reaguje bez obzira na vrstu NiTi žice koja je ligirana u slotu bravice. Remodelacija kosti se slično odigrava kod većine ispitanika provocirajući slične reakcije na dejstvo sile proizvedene različitim žicama. Osećaj bola prilikom žvakanja kod ortodontskih pacijenata na početku terapije fiksnim aparatima publikuju i Gianelly i Goldman (1971), Smith i sar. (1984), Brown i Moerenhout (1991) i Scheurer i sar. (1996). Slične nalaze imaju i Bergius i sar. (2000) koji navode promenu režima ishrane kod osoba na početku terapije fiksnim aparatima zbog bola prilikom žvakanja čvrste hrane. Goldreich i sar. (1994), kao i Erdinc i Dincer (2004) ispitujući funkciju maseteričnog mišića nakon lepljenja bravica i ligiranja nitinolskog luka, nalaze smanjenu funkciju ovog mišića kao posledicu bolnih stimulansa koji se prenose preko nervnih završetaka iz periodontalnog ligamenta ka mišiću, rezultirajući njegovom inhibicijom. Ovi autori smatraju da dolazi do značajne promene u načinu ishrane i žvakanja kao posledica bola u orofacijanoj regiji na početku ortodontske terapije.

#### **6.3.4. Uticaj vrste i debljine žice i izraženosti malokluzije na intenzitet bola**

U toku prve faze ortodontske terapije fiksnim aparatima nije potreban intiman kontakt žice u slotu bravice. Razlika između dimenzije luka i slota može biti i do 0.15 mm. Veličina slota (0.018" ili 0.022") ne igra bitnu ulogu u izboru dimenzije početne žice (Segnar, 2011). U sadašnjem istraživanju korišćene su nitinolske ortodontske žice prečnika 0.014" (0.35 mm) u slotu bravica 0.018" (0.45mm). Veliki broj ortodonata veruje, na osnovu ranijih istraživanja kao i iskustva, da je bol u direktnoj vezi sa silom koja se primenjuje na zube (Storey, 1973). Andreasen i Zwanziger (1980) su demantovali tu teoriju kada su proučavali karakter bola kod ortodontskih pacijenata kod kojih je primenjivana različita sila na desnoj i levoj strani vilice.

U sadašnjoj studiji, od svih ispitanika, najveći broj je naveo intenzitet bola 4 (na skali od 1-10, gde je 10 najjači bol koji su osetili) ali bez statistički značajne razlike između različitih žica. Poređenjem intenziteta bola kod osoba sa jednom vrstom žicom, najčešće zastupljen intenzitet bola kretao se od 3-7 i to sa najvećim intenzitetom 7 kod osoba sa Truflex žicom. Najniži intenzitet bola zabeležen je kod osoba sa Rematitan Thermo žicom (intenzitet 3), dok su grupe sa ostalim žicama prijavile najčešće intenzitet 4. Podjednaka zastupljenost jačine bolnog osećaja kod svih žica bez velike razlike kod superelastičnih u odnosu na termo memorijske žice ukazuje na sličnu jačinu sile koju ove žice proizvode ili, pak na sličnu reakciju potpornog aparata zuba. Termo memorijske žice koje se lakše ligiraju u slotove bravca na temperaturi usne duplje, samo omogućavaju lakše rukovanje terapeuta, ali ne menjaju bitno komfor pacijenta. Takođe, kod osoba sa različito izraženom teskobom, izgleda da se intenzitet sile koju žica proizvodi kao i reakcija parodoncijuma ne razlikuju, jer su jačine bola koju su ispitanici prijavljivali bile vrlo slične.

Pomeranje zuba se odigrava usled sile koja se stvara kao posledica elastičnosti žice i njene sposobnosti da se vrati u prvobitni oblik. Ta sila mora da bude jača od trenja koje postoji između žice i delova fiksnog aparata i ukoliko je trenje veće neće doći do pomeranja zuba. Ligirana žica dovodi do pomeranja zuba usled sile koja se generiše na mestu gde je žica savijena i gde se ispoljava njena elastičnost.

Objašnjenje za sličan intenzitet bola u početnoj fazi terapije fiksnim aparatima kod osoba sa superelastičnim i termo memorijskim žicama bi moglo da se pronađe u postojanju platoa na dijagramu zavisnosti sile od naprežanja, kada žica proizvodi istu silu koja je na nju delovala prilikom manjih i većih naprežanja unutar platoa. Termo memorijske žice pokazuju slična svojstva u određenom temperaturnom opsegu. U sadašnjoj studiji nije pronađena korelacija između izraženosti teskobe i intenziteta bola, osim kod Truflex žice kod koje je primećeno povećanje intenziteta bola sa izraženošću teskobe. Takođe, veza između vremena nastanka, trajanja bola i izraženosti teskobe nije utvrđena što je u saglasnosti sa nalazima Jones i Richmond (1985). Autori smatraju da bol koji se javlja prilikom ligiranja početnog luka u slotove bravica na zubima ne odgovara proporcionalno odstupanju položaja zuba od pravilnog. Fernandes i sar. (1998). zaključuju da ne postoji razlika u percepciji bola kod ortodontskih pacijenata kod kojih je ligiran konvencionalni i supereleastični nitinol. Erdinc i Dincer (2004) su u svojoj studiji koristili nitinolske žice prečnika 0.014" i 0.016" i nisu pronašli statistički značajne razlike u percepciji bola, a da je čak statistički značajno više ispitanika sa žicom 0.014" uzimalo sredstava za smirenje bola.



### 6.3.5. Vrsta bola

Iako je jačina bola merena NRS-om, upitnik je dopunjen i karakterizacijom bola, u cilju stvaranja asocijacija ispitanicima da bi bili u mogućnosti da na najprecizniji način odrede vrstu neprijatne senzacije. Opisivanjem vrste bola, trebalo bi da se, na neki način, dobije i potvrda o intenzitetu bola (osobe koje su prijavljivale jačinu bola 8, ne bi trebalo da odgovore da je bol bio samo blago peckanje, već oštar ili probadajući).

Od ukupnog broja ispitanika, 9 je navelo da bola nije bilo. Najčešće prijavljivana senzacija je bio pritisak, a zatim nelagodnost. Interesantno je da je čak 40 osoba prijavilo pulsirajući bol, što se u stomatologiji karakteriše kao najjači i najneprijatniji bol, ali taj nalaz nije u saglasnosti sa brojem osoba koje su navele najviši intenzitet bola (samo 6 osoba je prijavilo bol intenziteta 9 i 10). Moguće je da je u ovom slučaju došlo do lošije interpretacije vrste bola od strane ispitanika i da termin "pulsirajući" nije izazivao istu asocijaciju kao kod stomatologa/ortodonata, već da je možda više bio trnjenje. Pulsirajući bol intenziteta 7, kao najupečatljiviji bol prijavili su muškarci sa izraženom teskobom koji su imali Truflex žicu što bi moglo da se dovede u međusobnu vezu. Prilikom poređenja različitih vrsta bola (glavobolja, nelagodnost, pritisak, tup, oštar, pulsirajući ili bol kao trnjenje) u okviru grupe koja je imala istu žicu zabeleženo je da je pritisak kod svih žica statistički značajno češće prisutan.

Bol kao pritisak intenziteta 8 prijavile su osobe sa umerenom teskobom iz grupe sa Sentaloy žicom, intenziteta 7 osobe sa umerenom teskobom iz grupe sa Damon i Truflex Thermo žicom što odskače od ostalih rezultata gde je pritisak obično povezan sa srednjim intenzitetom bola.

Krukemeyer i sar. (2009) navode da je čak 75% ortodontskih pacijenata prijavilo izrazito jak bol, a 76% ukazalo na to da je bol bio toliko jak da je uticao na njihov svakodnevni život. Jones i Chan (1992) publikuju da bol kod ortodontskih pacijenata nakon ligiranja luka može biti gori nego nakon ekstrakcije zuba. Čak 95% ortodontskih pacijenata u studiji koju su sproveli Kwam i sar. (1987) ukazuje na prisustvo bola, koji je kod malog broja bio nepodnošljiv. Kafle i Rajbhandari (2012) u istraživanju intenziteta bola kod osoba u terapiji fiksnim ortodontskim aparatima navode da je čak 11% prijavilo intenzitet bola od 8-10 na VAS-i.

### **6.3.6. Lokalizacija bola**

Erdinc i Dincer (2004) iako navode postojanje bola u predelu bočnih zuba kod osoba na početku terapije fiksnim ortodontskim aparatima, složili su se sa Ngan i sar. (1989 i 1994), Scheurer i sar. (1996), Firestone i sar. (1996) da se bol najčešće javljao u predelu frontalnih zuba. Ovaj fenomen se objašnjava većim pomeranjima u predelu prednjih zuba, kao i manjom površinom korena u odnosu na bočne zube.

U sadašnjoj studiji, najveći broj ispitanika prijavio je bol u svim zubima (60), zatim u gornjoj vilici (50), a na trećem mestu po učestalosti, bila je osetljivost u prednjim zubima (40). Prilikom poređenja u okviru grupa sa različitim žicama, pronađena je statistički značajna razlika između lokalizacija bola kod osoba sa Truflex žicom koje su najviše prijavljivale bol u prednjim zubima. Svi zubi su značajno bili osetljivi kod osoba sa Rematitan žicom. Nije uočena drugačija raspodela bola kod superelastičnih i termo memorijskih žica.

### **6.3.7. Početak i vreme trajanja bola**

Poznato je da ortodontsko pomeranje zuba prouzrokuje nelagodnost ili bol. Obično je prvi dan nakon postavke fiksnog aparata povezan sa najvećom nelagodnošću (Tayer i Burek, 1981; Brown i Moerenhout, 1991; Jones i Chan, 1992; Yozgatian i sar., 2008).

Često, neprijatnost traje i drugog dana posle lepljenja fiksnog aparata i ligiranja žice, da bi skoro potpuno nestala petog dana (Jones 1984; Jones i Richmond, 1985; Sinclair i sar., 1986; Feinmann i sar., 1987; Kvam i sar., 1987; Ngan i sar. 1989; Wilson i sar. 1989; Jones i Chan, 1992). Scheurer i sar. (1996) su došli do zaključka se bol javlja posle 4 sata nakon lepljenja fiksnog ortodontskog aparata, sa maksimumom nakon 24 časa nakon ligiranja početnog luka i smanjuje se posle 5 -7 dana. Najjači bol na početku ortodontske terapije fiksnim aparatima osobe su imale prvog dana (Leavitt i sar., 2002), a prvog i drugog dana u studiji koju su sproveli Pringle i sar. (2009).

U istraživanju koje je uključivalo 116 ortodontskih pacijenata, 58.5% osoba se složilo da je bol bio najjači u prvih nekoliko dana od početka ortodontske terapije (Krukemeyer i sar., 2009). Kod 80% ispitanika koji su učestvovali u studiji o karakteru bola u ortodontskoj terapiji, bol je počeo 4-24 sata nakon lepljenja fiksnog aparata, smanjujući se posle 3-7 dana (Scoot i sar., 2008). Najizraženiji bol zabeležen je nakon 24 sata, sa tendencijom smanjivanja nakon 3-4 dana (Erdinc i Dincer, 2004; Tecco i sar., 2009; Fleming i sar., 2009). U disertaciji, rezultati ukazuju da je bol nakon postavljanja fiksnog aparata počinjao najčešće posle 6 sati. Statistička obrada podataka po pojedinačnim žicama ukazuje na značajno učestaliji početak bola posle 6 sati kod Rematitan, Sentaloy i Damon žice. Većina žena u studiji bez obzira na vrstu žice, navela je početak bola posle 12 sati za razliku od muškaraca koji su češće prijavljivali 6 sati.

Pretpostavka je da hormonski status kod žena bitno utiče na početak pojave bola što ne može sa sigurnošću da se tvrdi jer u sadašnjoj studiji, nije uziman u obzir. Bol je najčešće trajao 4 dana što je bilo značajno kod osoba sa Truflex, Sentaloy i Rematitan žicom, što se ne slaže sa nalazima Brown i Moerenhout (1991) koji su zaključili da je bol koji se javlja nakon lepljenja fiksnog ortodontskog aparata najizraženiji noću u prva dva dana. Najkraću osetljivost (2 dana) prijavljivale su osobe sa Truflex Thermo i Damon žicom. Izraženost teskobe nije bila u vezi sa dužinom trajanja bola. Jones i Chan, 1992. navode da bol kod ortodontskih pacijenata nakon ligiranja luka može biti gori nego nakon ekstrakcije zuba i da obično traje 2-3 dana. Ovi autori, takođe, navode da je najintenzivniji bol uveče i noću.

#### **6.3.8. Upotreba analgetika**

Scheurer i sar. (1996) su, ispitujući intenzitet bola kod osoba na početku terapije fiksnim aparatima, zaključili da je čak 16% ispitanika smirivalo bol analgeticima. Wang i sar. (2012) u studiji koja se bavila kontrolom bola na početku terapije fiksnim aparatima publikuju uspeh u smirivanju bola kognitivnom terapijom. Većina ispitanika u sadašnjem istraživanju nije konzumirala analgetike (125), dok je 55 osoba umirivalo bol medikamentima, što bi moglo da bude u skladu sa brojem osoba koje su prijavile intenzitet bola 7, 8, 9 i 10. Ipak, takva veza nije pronađena jer osobe sa Truflex žicom koje su najčešće prijavljivale intenzitet bola 7 nisu konzumirale analgetike, ali su osobe sa Sentaloy žicom i intenzitetom bola 8, umirivale bol lekovima, kao i one koje su imale Rematitan Thermo žicu i intenzitet bola 6.

## 7. ZAKLJUČCI

Bezbolna ortodontska terapija za sada nije dostupna, tako da su postupci i istraživanja u cilju usavršavanja delova fiksnog ortodontskog aparata i kontrolisanja jačine i trajanje sile kojom ortodontska žica deluje na zube i potporni aparat zuba budućnost ortodoncije. Proizvođači ortodontskih žica ne pružaju informacije o svojstvima žica koje su relevantne za ortodontsku praksu, čime onemogućavaju primenu kontrolisane sile na zube tokom terapije.

Rezultati istraživanja koje je sprovedeno u okviru doktorske disertacije pružili su informacije koje daju doprinos unapređenju kliničke ortodontske prakse i naučno-istraživačkom radu u ovoj oblasti kroz sledeće zaključke:

1. Najveći broj osoba oseća bol na početku terapije fiksnim ortodontskim aparatima. Upitnik za bol koji je predstavljen u disertaciji omogućio je detaljnu karakterizaciju bola kod ortodontskih pacijenata. Dobijeni su validni podaci o provokaciji, početku, vrsti, intenzitetu, trajanju, lokaciji i načinu prestanka bola.

2. Kod najvećeg broja ispitanika je, bez obzira na vrstu žice i izraženost ortodontske nepravilnosti, najčešće bio prisutan bol doživljen kao pritisak srednjeg intenziteta, provociran žvakanjem, koji se javljao posle 6 sati, trajao 2 dana i smanjivao se bez uzimanja analgetika.

3. Rezultati EDS-e pokazuju da sve nove žice imaju sadržaj nikla od 50.29-50-72 at% osim Truflex Thermo žice koja ima 49.12 at%.

Nakon korišćenja žica, zabeleženo je povećanje sadržaja nikla u površinskom sloju kod Rematitan, Rematitan Thermo i Truflex Thermo žice, a smanjenje njegovog sadržaja kod Truflex, Sentaloy i Damon žice. Izgled površine žica nije bio uniforman, već je zabeleženo prisustvo granulacija, pukotina i defekata različitog izgleda, veličine i dubine i kod novih i kod korišćenih žica.

4. Neujednačena promena u sadržaju nikla i titana u površinskom sloju kod novih i korišćenih žica ne ukazuje na količinu otpuštenog nikla u usnu duplju zbog komplikovanih i specifičnih razmena jona metala i kiseonika između slojeva u samoj žici, kao i površine žice i okoline, tako da nije izveden precizan zaključak o biokompatibilnosti ispitivanih žica. Takođe, mehanizam kretanja jona među slojevima žice, kao i sa okolinom ne navodi na zaključak da li je u ortodontskoj praksi više poželjna žica kod koje se sadržaj nikla u površinskom sloju smanjuje ili povećava nakon korišćenja. Može se reći da bi optimalno bilo da se sadržaj nikla i titana menja u što manjoj meri, jer je tako razmena jona sa okolinom svedena na minimum.

Slična karakterizacija bola kod većine ispitanika bez obzira na vrstu žice i sadržaj nikla na površini pre i posle korišćenja, vodi zaključku da su sile koje deluju na parodontijum zuba prilikom terapije fiksnim aparatima sličnog intenziteta kod žica istog prečnika i sličnog sadržaja nikla i titana pre stavljanja u usta i ligiranja u slot bravica i da ne zavise od promene tog odnosa tokom terapije.

## **8. LITERATURA**

1. Abu Alhajja ES, Aldaikki A, Al-Omairi MK, Al-Khateeb SN. The relationship between personality traits, pain perception and attitude toward orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2010; 80(6): 1141-9.
2. Addy M, Mostafa P, Newcombe RG. Dentine hypersensitivity: a comparison of five toothpastes used during 6-week treatment period. *Br Dent J* 1987; 63:45-51.
3. Agaoglu G, Arun T, Izgu B, Yarat A. Nickel and chromium levels in the saliva and serum of patients with fixed orthodontic appliances *Angle Orthod* 2001; 71: 375-9.
4. Aihara Y, Maeda T, Hanada K, Wakisaka S. Effects of morphine on the distribution of Fos protein in the trigeminal subnucleus caudalis neurons during experimental tooth movement in rat molar . *Brain Research* 1999; 819: 48-57.
5. Alhashimi N, Frithiof L, Brudvik P, Bakhiet M. Orthodontic tooth movement and de novo synthesis of proinflammatory cytokines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 307-12.
6. Amini F, Jafari A, Amini, S Sepasi. Metal ion release from fixed orthodontic appliances—an in vivo study. *Eur J Orthod* 2012; 34 (1): 126-30.
7. Anderson RA. Essential and toxic trace elements in human health and disease. New York, NY: Alan R. Liss 1986; 190-7.
8. Andreasen GF, Zwanziger D: A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod* 1980; 78: 25-40.
9. Andreassi M, Di GM, Sabbioni E, Pietra R, Masci S, Amerio P, Bavazzano P, Boscolo P Serum and urine nickel in nickel-sensitized women: effects of oral challenge with the metal. *Contact Dermatitis* 1998; 38: 5-8.

10. Arndt M, Bruck A, Scully T, Jager A, Bourauel C. Nickel ion release from orthodontic NiTi wires under simulation of realistic in-situ conditions. *J mater sci* 2005; 40:3659–67.
11. ASTM Standard Specification F2063-00: American Society for Testing and Materials 2000.
12. Baker MA, Assis SL, Higa OZ, Costa I. Nanocomposite hydroxyapatite formation on a Ti-13Nb-13Zr alloy exposed in a MEM cell culture medium and the effect of H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> addition. *Acta Biomater* 2009; 5: 63–75.
13. Bar KJ, Brehm S, Boettger MK, Boettger S, Wagner G, Sauer H. Pain perception in major depression depends on pain modality. *Pain* 2005; 117:97-103.
14. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am. J. Orthod Dentofac Orthop* 1993; 103, 8-14.
15. Bartlett BW, Firestone AR, Vig KW, Beck FM, Marucha PT. The influence of a structured telephone call on orthodontic pain and anxiety. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:435-41.
16. Bass JK, Fine H, Cisneros GJ. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop* 1993; 103, 280-5.
17. Berger-Gorbet M, Broxup B, Rivard C, Yahia LH. Biocompatibility testing of NiTi screws using immunohisto - chemistry on sections containing metallic implants. *J Biomed Mater Res* 1996; 32: 243-8.
18. Bergius M, Kiliaridis S, Berggren U. Pain in orthodontics. A review and discussion of the literature. *J Orofac Orthop* 2000; 61:125-37.
19. Bergius M, Berggren U, Kiliaridis S. Experience of pain during an orthodontic procedure. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 92-8.
20. Bergius M, Broberg AG, Hakeberg M, Berggren U. Prediction of prolonged pain experiences during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 339 e1-8.



21. Bird SE, Williams K, Kula K. Preoperative acetaminophen vs ibuprofen for control of pain after orthodontic separator placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132: 504-10.
22. Bishara SE, Barrett RD, Selim MI. Biodegradation of orthodontic appliances. part II, Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 103: 115-9.
23. Bishara SE. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod Appleton* 1995; 65 (2): 117-22.
24. Bishara SE. Fixed edgewise orthodontic appliances and bonding techniques. In *Textbook of Orthodontics*: Saynder Company. 2001.
25. Black J. Biological performance of materials: fundamentals of biocompatibility. New York, NY: Marcel Decker. 1999; 28-44.
26. Bondemark L , Fredriksson K , Ilros S Separation effect and perception of pain and discomfort from two types of orthodontic separators. *World J Orthod* 2004; 5: 172-6.
27. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry . *Eur J Orthod* 1998; 20: 79 -92.
28. Brantley WA, Eliades G. *Orthodontic Material: Scientific and clinical aspects orthodontic wires*. New York: Thieme Stuttgart 2001.
29. Brown DF, Moerenhout RG. The pain experience and psychological adjustment to orthodontic treatment of preadolescents, adolescents, and adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 349-56.
30. Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J of Appl Phys* 1963; 34:.1475-7.
31. Burgaz S, Demircigil G C, Yilmazer M, Ertaş N, Kemaloglu Y, Burgaz Y Assessment of cytogenetic damage in lymphocytes and in exfoliated nasal cells of dental laboratory technicians exposed to chromium, cobalt, and nickel. *Mutant Res* 2002; 521: 47-56.

32. Burstone CJ. Mechanics: The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA, eds. *Vistas in Orthodontics*. Philadelphia; Lea and Febiger, 1962; 197-213.
33. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985; 87 (6):445-52.
34. Callister WD Jr., *Materials Science and Engineering: An Introduction*, John Wiley and Sons, New York, NY, USA. 2008; 7th edition.
35. Carroll WM, Kelly MJ. Corrosion behaviour of nitinol wires in body fluid environments. *J Biomed Mater Res A* 2003; 67: 1123–30.
36. Chan CM, Trigwell S, Duerig T. Oxidation of a NiTi alloy. *Surf. Interf. Anal.* 1990; 15, 349-54.
37. Chapman CR, Turner JA. Psychological control of acute pain. *J Pain Sympt Manage* 1986; 1: 9-20.
38. Campbell CM, Edwards RR, Fillingim RB. Ethnic differences in responses to multiple experimental pain stimuli. *Pain* 2005; 113: 20-6.
39. Campbell CM, France CR, Robinson ME, Logan HL, Geffken GR, Fillingim RB. Ethnic differences in the nociceptive flexion reflex (NFR). *Pain* 2008; 134: 91-6.
40. Chen R; Zhi YF, Arvystas M. Advanced chinese niti Alloy wire and clinical observations. *Angle orthod Appleton* 1992; 62 (1): 59-66.
41. Chang J, Oshida Y, Richard L, Carl J, Thomas M, David T. Electrochemical study on microbiology-related corrosion of metallic dental materials *Bio-Med Mat Engg* 2003;13:281-95.
42. Chaturvedi TP. Corrosion Behavior of Orthodontic Alloys-a review. *Orthodontic cyber Journal* 2008.
43. Chaturvedi TP, Dubey RS, Upadhayay SN. Effect of Indian plant sticks on oral health. *J Indian Dent Assoc* 2009; 3: 77-9.
44. Choubey A, Balasubramaniam R, Basu B. Effect of replacement of V by Nb and Fe on the electrochemical and corrosion behavior of Ti-6Al-4V in simulated physiological environment. *J Alloys Comp* 2004; 381: 288-94.

45. Chu CL, Chung CY, Zhou J, Pu YP, Lin PH. Fabrication and characteristics of bioactive sodium titanate/titania graded film on NiTi shape memory alloy. *J Biomed Mater Res A* 2005; 75/3: 595-602.
46. Chutimanutskul W, Ali Darendeliler M, Shen G, Petocz P, Swain MV. Changes in the physical properties of human premolar cementum after application of 4 weeks of controlled orthodontic forces. *Eur J Orthod* 2006; 28: 313-8.
47. Cioffi M, Gilliland D, Ceccone G, Chiesa R, Cigada A. Electrochemical release testing of nickel-titanium orthodontic wires in artificial saliva using thin layer activation. *Acta Biomater* 2005; 1: 717-24.
48. Cioffi, I, Piccolo A, Tagliaferri R, Paduano S, Galeotti A, Martina R. Pain perception following first orthodontic archwire placement-thermoelastic vs superelastic alloys: a randomized controlled trial. *Quintessence international* 2012; 43 (1); 61-69.
49. Clarke B, Carroll W, Rochev Y, Hynes M, Bradley D, Plumley D. Influence of Nitinol wire surface treatment on oxide thickness and composition and its subsequent effect on corrosion resistance and nickel ion release. *J Biomed Mater Res A* 2006; 79(1): 61-70.
50. Coluzzi B, Biscarini A, Di Masso L, Mazzolai FM, Guerra M, Santoro M. Phase transition features of Nickel-Titanium orthodontic wires subjected to constant bending strains. *J Alloys Compounds* 1996; 233: 197-205.
51. Costa M, Salnikow K, Cosentino S, Klein C B, Huang X, Zhuang Z. Molecular mechanisms of nickel carcinogenesis. *Environ Health Perspect* 1994; 102: 127-30.
52. Čolić M. Testovi za ispitivanje biokompatibilnosti stomatoloških materijala. U: Stamenković D i sar. *Gradivni stomatološki materijali (dostignuća i perspektive): Stomatološki fakultet Beograd* 2007; 37-62.
53. Dalstra M, Melsen B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? *Orthod Craniofac Res* 2004; 7(1): 21-5.

54. Diatchenko L, Slade GD, Nackley AG, Bhalang K, Sigurdsson A, Belfer I, Goldman D, Xu K, Shabalina SA, Shagin D, Max MB, Makarov SS, Maixner W. Genetic basis for individual variations in pain perception and the development of a chronic pain condition. *Hum Mol Genet* 2005; 14: 135-43.
55. Dayan AD, Paine AJ. Mechanisms of chromium toxicity, carcinogenicity and allergenicity: review of the literature from 1985 to 2000. *Human Exp Toxicol* 2001; 20: 439–451.
56. Dickenson AH. Gate control theory of pain stands the test of time. *Br J Anaesth* 2002; 88: 755-7.
57. Dinarello CA. The role of the interleukin-1-receptor antagonist in blocking inflammation mediated by interleukin-1. *N Engl J Med* 2000; 343: 732-4.
58. Dubner R. Neurophysiology of pain . *Dental Clinics of North America* 1968; 22: 11–30.
59. Duncan GH, Bushnell MC, Lavigne GJ. Comparison of verbal and visual analogue scale for measuring the intensity and unpleasantness of experimental pain. *Pain* 1989; 37: 295-303.
60. Edwards RR, Sarlani E, Wesselmann U, Fillingim RB. Quantitative assessment of experimental pain perception: Multiple domains of clinical relevance. *Pain* 2005; 114: 315-9.
61. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2000; 22: 317–326.
62. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Intraoral aging of the inner headgear component: A potential biocompatibility concern? *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119: 300-6.
63. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod* 2002; 72: 222–237.

64. Eliades T, Trapalis C, Eliades G, Katsavrias E. Salivary metal levels of orthodontic patients: a novel methodological and analytical approach. *Eur J Orthod* 2003; 25: 103-6.
65. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G, Athanasiou AE. Nickel content of as-received and retrieved niti and stainless steel archwires: assessing the nickel release hypothesis. *Angle Orthod* 2004; 74: 151-4
66. Erdinc AM, Dincer B. Perception of pain during orthodontic treatment with fixed appliances. *Eur J Orthod* 2004; 26: 79-85.
67. Espinos JP, Fernandez A, Gonzalez-Elife AR. Oxidation and diffusion processes in nickel-titanium oxide systems. *Surf. Scien* 1993; 295, 420-40.
68. Feasby WH, Ecclestone ER, Grainger RM. Nickel sensitivity in pediatric dental patients. *Pediatr Dent* 1998; 10: 127-9.
69. Feinmann C, Ong M, Harvey W, Harris M. Psychological factors influencing post-operative pain and analgesic consumption. *Br J Oral Maxilofac Sur* 1987; 25: 285-292.
70. Fernandez E, Milburn TW: Sensory and affective predictors of overall pain and emotions associated with affective pain. *Clin J Pain* 1994; 10: 3-9.
71. Fernandes LM, Ogaard B, Skoglund L: Pain and discomfort xperienced after placement of a conventional or a superelastic NiTi aligning archwire. *J Orofac Orthop* 1998; 59:331-9.
72. Fernandes DJ, Peres RV, Mendes AM, Elias CN. Understanding the Shape-Memory Alloys Used in Orthodontics. *ISRN Dent* 2011; 2011: 132408.
73. Ferreira SH, Nakamura M, de Abreu Castro MS. The hyperalgesic effects of prostacyclin and prostaglandin E2. *Prostaglandins* 1978; 16:31-7.

74. Firestone AR, Scheurer PA, Burgin WB. Patients' anticipation of pain and pain-related side effects, and their perception of pain as a result of orthodontic treatment with fixed appliances. *Eur J Orthod* 1999; 21: 387-96.
75. Firstov GS, Vitchev RG, Kumar H, Blanpain B, Van Humbeeck J. Surface oxidation of NiTi shape memory alloy. *Biomater* 2002; 23(24), 4863-71.
76. Fleming PS, Dibiasse AT, Sarri G, Lee RT. Pain experience during initial alignment with a self-ligating and a conventional fixed orthodontic appliance system. A randomized controlled clinical trial. *Angle Orthod* 2009; 79: 46-50.
77. Fontana MG. *Corrosion Engineering*. New York, NY: McGraw- Hill 1986; 236.
78. Fors R, Persson M. Nickel in dental plaque and saliva in patients with and without orthodontic appliances. *Eur J Orthod* 2006; 28: 292-7.
79. Fors R, Person M, Bergström E, Stenlund H, Stymne B, Stenberg B. Lifestyle and nickel allergy in a swedish adolescent population: Effects of piercing, tattooing and orthodontic appliances. *Acta Derm Venereol* 2012; 92: (6): 664-8.
80. Freytag L. Personal communication. Kansas City (MO); 5 August 2008.
81. Funakubo H. *Shape memory alloys*. Gordon and Breach Science Publishers, New York 1987.
82. Fujiyoshi Y, Yamashiro T, Deguchi T, Sugimoto T, Takano-Yamamoto T. The difference in temporal distribution of c-Fos immunoreactive neurons between the medullary dorsal horn and the trigeminal subnucleus oralis in the rat following experimental tooth movement. *Neurosci Lett* 2000; 283: 205-8.
83. Furstman L, Bernik S. Clinical consideration of the periodontium. *Am J Orthod* 1972; 61:138-55.

84. Genelhu MCL, Marigo M, Alves-Oliveira LF, Malaquias L, Gomez RS. Characterization of nickel-induced allergic contact stomatitis associated with fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod and Dentofac Orthop* 2005; 128: 378–81
85. Gianelly AA , Goldman HM (eds). Tooth movement. Biological basis of orthodontics. Lea and Febiger , Philadelphia 1971; 116–204
86. Giannakopoulos NN, Keller L, Rammelsberg P, Kronmuller KT, Schmitter M. Anxiety and depression in patients with chronic temporomandibular pain and in controls. *J Dent* 2010; 38: 369-76.
87. Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res* 1999; 48(5): 682-8.
88. Gil FJ, Solano E, Pena J, Engel E, Mendoza A, Planell JA. Microstructural, mechanical and cytotoxicity evaluation of different NiTi and NiTiCu shape memory alloys. *J Mater Sci Mater Med* 2004; 15(11): 1181-5.
89. Gil FJ, Espinar E, Laiamas JM, Manero JM, Ginebra MP. Variation of the superelastic properties and nickel release from original and reused NiTi orthodontic archwires. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012; 6:113-9.
90. Giannopoulou C, Dudic A, Kiliaridis S. Pain discomfort and crevicular fluid changes induced by orthodontic elastic separators in children. *J Pain* 2006; 7: 367-76.
91. Gjerdet NR, Hero H. Metal release from heat treated orthodontic wires. *Actaodontol Scan* 1987; 45: 409-14.
92. Gjerdet NR, Erichsen ES, Remlo HE, Evjen G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scan* 1991; 49: 73–78.
93. Goldreich H, Gazit E, Lieberman MA, Rugh JD. The effect of pain from orthodontic arch wire adjustment on masseter muscle electromyographic activity. *Am J Orthod Dentof Orthop* 1994; 106: 365–70.

94. Goldberg Aj, Morton J, Burstone CJ. The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires. *J Dent Res* 1983; 62: 856-8.
95. Gonzales C, Hotokezaka H, Yoshimatsu M, Yozgatian JH, Darendeliler MA, Yoshida N. Force magnitude and duration effects on amount of tooth movement and root resorption in the rat molar. *Angle Orthod* 2008; 78: 502-9.
96. Gracely RH, Dubner R, McGrath P, Heft M. New methods of pain measurement and their application to pain control. *Int Dent J*, 1978; 28: 52-65.
97. Grieve WG 3rd, Johnson GK, Moore RN, Reinhardt RA, DuBois LM. Prostaglandin E (PGE) and interleukin-1 beta (IL-1 beta) levels in gingival crevicular fluid during human orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 105: 369- 74.
98. Hartrick CT, Kovan JP, Shapiro S.. The numeric rating scale for clinical pain measurement: a ratio measure?. *Pain Pract* 2003; 3(4): 310-6.
99. Hiroshima K , Maeda T , Hanada K , Wakisaka S Temporal and spatial distribution of Fos protein in the parabranchial nucleus neurons during experimental tooth movement in the rat molar . *Brain Research* 2001; 900: 161-173.
100. Horowitz LG, Kehoe L, Jacobe E. Multidisciplinary patient care in preventive dentistry: Idiopathic dental pain reconsidered. *Clin Prev Dent* 1991; 13: 23-9.
101. Hafez HS, Selim EMN, Eid FHK, Al-Ashkar WATEA, Mostafae YA. Cytotoxicity, genotoxicity, and metal release in patients with fixed orthodontic appliances: A longitudinal in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 298-308.
102. Hench L. Ceramics, glasses and glas-ceramics. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ & Lemons JE (eds) *Biomaterials science; an introduction to materials in medicine*. Academic Press, San Diego 1996; 1: 73-83.



103. Hessing C, Pohl M, Surface Modifications and their effect on the nickel release rate in nickel titanium shape memory alloys, *Int J Mater Res* 2009; 100: 1099-108.
104. Hodgson DE, Brown JW. *Using NiTi Alloys, Shape memory applications inc*, San Jose, Calif, USA 2000.
105. Huang TH, Yen CC, Kao CT. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120(1):68-75.
106. Huang HH. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. *J Biomed Mater Res A* 2003; 66: 829-39.
107. Huang HH. Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behaviour of Ti-6Al-4V alloy. *Biomater* 2003; 24: 275-82.
108. Huang HH, Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang HW, Su KH, Hsu CC. Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomater* 2003; 24: 3585-92.
109. Huang HH. Variation in corrosion resistance of NiTi wires from different manufacturers. *Angle Orthod* 2005; 75: 569-73.
110. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jager A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 2002; 63(3): 199-211.
111. Iijima M, Endo K, Ohno H, Yonekura Y, Mizoguchi I. Corrosion behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloy wires. *Dent Mater J* 2001; 20 (1): 103-13
112. Iijima M, Endo K, Yuasa K, Ohno H, Hayashi K, Kakizaki M. Galvanic corrosion behavior of orthodontic arch wire alloys coupled to bracket alloys. *Angle Orthod* 2005; 76: 705-11.
113. International Association for the Study of Pain. Pain terms: A list with definitions and notes on usage. *Pain* 1979; 6: 249-52.
114. International Programme on Chemical Safety Environmental health criteria 108. Nickel. World Health Organization, Geneva. 1991; 16-17

115. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Reinhardt RA, Petro TM. Human interleukin-1 beta and interleukin-1 receptor antagonist secretion and velocity of tooth movement. *Arch Oral Biol* 2001; 46: 185-9.
116. Iwasaki LR, Crouch LD, Tutor A, Gibson S, Hukmani N, Marx DB, Nickel JC. Tooth movement and cytokines in gingival crevicular fluid and whole blood in growing and adult subjects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 483-91.
117. Iwasaki LR, Gibson CS, Crouch LD, Marx DB, Pandey JP, Nickel JC. Speed of tooth movement is related to stress and IL-1 gene polymorphisms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 698 e1-9.
118. Iwasaki LR, Chandler JR, Marx DB, Pandey JP, Nickel JC. IL-1 gene polymorphisms, secretion in gingival crevicular fluid, and speed of human orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res* 2009; 12: 129-40.
119. Jensen MP, Karoly P, Braver S. The measurement of clinical pain intensity: A comparison of six methods. *Pain* 1986; 27: 117-126.
120. Jia W, Beatty MW, Reinhardt RA, Petro TM, Cohen DM, Maze CR. Nickel release from orthodontic arch wires and cellular immune response to various nickel concentrations. *J Biomed Mater Res* 1999; 48(4): 488-95.
121. Jones ML. An investigation into the initial discomfort caused by placement of an archwire. *Eur J Orthod* 1984; 6:48-54.
122. Jones ML, Richmond S. Initial tooth movement: Force application and pain--a relationship? *Am J Orthod* 1985; 88: 111-6.
123. Jones M, Chan C. The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: A randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 102: 373-81.
124. Junker R, Bourauel C, Widu F, Drescher D. Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 1999; 10: 275-81.

125. Kaczmarek M, Corrosion resistance of NiTi alloy in simulated body fluids. Archives of Materials Science and Engineering 28/5. 2007; 269-72.
126. Kafle D, Rajbhandari A. Anticipated Pain and Pain Experience Among Orthodontic Patients: Is there any Difference? Kathmandu Univ med J 2012; 38(2): 71- 73.
127. Kalpakjian S, Schmid SR. Manufacturing Engineering and Technology. Fourth edition ed: Prentice Hall International 2000.
128. Kato J, Wakisaka S, Kurisu K. Immunohistochemical changes in the distribution of nerve fibers in the periodontal ligament during an experimental tooth movement in rat molar. Acta Anatomica 1996; 157: 53-62.
129. Keim R G. Managing orthodontic pain. Journal of Clinical Orthodontics 2004; 38: 641 – 642.
130. Kerosuo H, Moe G, Hensten-Pettersen A. Salivary nickel and chromium Material degradation in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 111: 595-8.
131. Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. Angle Orthod 1999; 69: 39-44.
132. Kim JI, Liu Y, Miyazaki S. Ageing-induced two-stage R-phase transformation in Ti - 50.9at.%Ni. Acta Materialia 2004; 52(2): 487-499.
133. King GJ, Fischlschweiger W. The effect of force magnitude on extractable bone resorptive activity and cemental cratering in orthodontic tooth movement. J Dent Res 1982;61:775-9.
134. Klepac RK, Dowling J, Hauge G, i sar. Reports of pain after dental treatment, electrical tooth pulp stimulation and cutaneous shock. J Am Dent Assoc 1980; 100:692-5.
135. Klingberg G. Dental fear and behavior management problems in Children. G6teborg University, Sweden: Thesis. Faculty of Odontology, 1995.

136. Klinger A, Steinberg D, Kohavi D & Sela MN. Mechanism of adsorption of human albumin to titanium in vitro. *J.Biomed.Mater.Res* 1997; 36: 387-92.
137. Kocadereli L, Atac PA, Kale PS, Ozer D. Salivary nickel and chromium in patients with fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod* 2000; 70: 431-4.
138. Kruger J Fundamental aspects of the corrosion of metallic implants. In: Rubin LR (ed.) *Biomaterials in reconstructive surgery*, Mosby, St. Louis 1983; 145-57.
139. Komiyama O, Kawara M, De Laat A. Ethnic differences regarding tactile and pain thresholds in the trigeminal region. *J Pain* 2007; 8: 363-9.
140. Kontturi-Närhi V. Dentin hypersensitivity - Factors related to the occurrence of pain symptoms. Acad. Diss. Kuopio University publications B. Dental Sciences 1993.
141. Krishnan V. Orthodontic pain: From causes to management--a review. *Eur J Orthod* 2007; 29: 170-9.
142. Krukemeyer A M; Airton O. Arrudab A O; Marita Rohr Inglehartc M R. Pain and Orthodontic Treatment. *Angle Orthod* 2009; 79: 1175-81.
143. Kuhta M, Pavlin D, Slaj M, Varga S, Lapter-Varga M, Slaj M. Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthod* 2009; 79(1): 102-10.
144. Kusy RP, Greenberg AR. Comparison of the elastic properties of nickel titanium and beta titanium wires. *Am J Orthod* 1982; 82:199-205.
145. Kusy RP. Nitinol alloys: So, who's on first? *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 25A-6A.
146. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997; 67(3): 197-207.

147. Kvam E, Gjerdet NR, Bondevik O. Traumatic ulcers and pain during orthodontic treatment. *Community Dent Oral Epidemiol* 1987; 15: 104-7.
148. Leavitt AH, King GJ, Ramsay DS, Jackson DL: A longitudinal evaluation of pulpal pain during orthodontic tooth movement. *Orthod. Craniofacial Res.* 5, 2002; 29-37
149. Lee YW, Klein CB, Kargacin B, Salnikow K, Kitahara J, Dowjat K. Carcinogenic nickel silences gene expression by chromatin condensation and DNA methylation: A new model for epigenetic carcinogens. *Mol Cell Biol* 1995; 15: 2547-57.
150. Lee JH, Lee HW, Ahn JG, Chung HK, Song K. Proceedings, International conference on shape memory and superelasticity technologies, Antwerp, Belgium 1999: 33.
151. Lee TH, Huang TK, Lin SY, Chen LK, Chou MY, Huang HH. Corrosion resistance of different nickel-titanium archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva. *Angle Orthod* 2010; 80(3): 547-53. doi: 10.2319/042909-235.1.
152. LeResche L, Mancl LA, Drangsholt MT, Huang G, Von Korff M. Predictors of onset of facial pain and temporomandibular disorders in early adolescence. *Pain* 2007; 129: 269-78.
153. Lew KKK. Attitudes and perception of adults towards orthodontic treatment in an Asian community. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 1993; 21: 31-35.
154. Lin HC, Lin KM, Cheng IS. *J. Materials Science* 2001; 36(2): 399.
155. Lin M, Lin S, Lee T, Huang H. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. *Angle Orthod* 2006; 76: 23-7.
156. Linden GJ, McKinnell J, Shaw C, Lundy FT. Substance P and neurokinin A in gingival crevicular fluid in periodontal health and disease. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 799-803.
157. Lindsten R, Kurol J. Orthodontic appliances in relation to nickel hypersensitivity: A review. *J Orofac Orthop* 1997; 58: 100-8.

158. Litt MD. A model of pain and anxiety associated with acute stressors: Distress in dental procedures. *Behav Res Ther* 1996; 34: 459-76.
159. Liu GT, Duh JG, Chung K, Wang J. Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti, Al) N coatings on dental alloys. *Surface Coating Technol* 2005; 20: 2100-5.
160. Liotta D. Assisted circulation for end-stage chronic heart failure. *Artif. Organs* 1998; 22 (3): 230-6.
161. Locci P, Lilli C, Marinucci L, Calvitti M, Belcastro S, Bellochio S, et al. In vitro cytotoxic effects of orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 560-7.
162. Luppapanornlarp S, Kajii TS, Surarit R, Iida J. Interleukin-1beta levels, pain intensity, and tooth movement using two different magnitudes of continuous orthodontic force. *Eur J Orthod* 2010; 32: 596-601.
163. Manaranche C, Hornberger H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance of corrosion. *Dent Mater* 2007; 23: 1428-37.
164. Mao JJ, Wang X, Kopher RA, et al: Biomechanics of craniofacial sutures—orthopedic implications. *Angle Orthod* 73:128-135, 2003
165. Matasa CG. Microbial attack of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 108: 132-41.
166. Matsuo A, Ito Y, Gotou N. NiTi Based Alloy Wire And Its Production, Japanese Patent Publication JP08117835A. 1996.
167. Menne T. Prevention of nickel allergy by regulation of specific exposures. *Ann.Clin.Lab.Sci* 1996; 26: 133-138.
168. Meling TR, Odegaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114:503-9.
169. Melzack R, Wall PD. Pain mechanisms: a new theory. *Science* 1965; 150: 971-9.

170. Melzack R. The McGill Pain Questionnaire: Major properties and scoring methods. *Pain* 1975; 1: 277-99.
171. Melzack R. The short-form McGill Pain Questionnaire. *Pain* 1987; 30: 191-7.
172. Michelotti A, Farella M, Martina R. Sensory and motor changes of the human jaw muscles during induced orthodontic pain. *Eur J Orthod* 1999; 21: 397-404.
173. Michiardi A, Aparicio C, Planell JA, Gil FJ. New Oxidation Treatment of NiTi Shape Memory Alloys to Obtain Ni-free Surfaces and to Improve Biocompatibility. *J. Biomed. Mater. Res* 2006; 77: 249-56.
174. Miller D, Lagoudas D. Influence of cold work and heat treatment on the shape memory effect and plastic strain development of NiTi. *Mater Sci Eng A* 2001; 308: 161-75.
175. 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 Dentofacial Orthop* 1986; 90(1): 1-10.
176. Muller K. Proceedings, 8th International Conference on Metal Forming, Krakow, Poland 2000; 657.
177. Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. *Dent Mater* 1996; 12:308-14.
178. Newman PS. Comparison of a periodontal dressing and chlorhexidine gluconate mouthwash in post-surgical treatment of the inverse buccal flap procedure. Thesis, University of Wales, 1980; 85.
179. Ngan P, Kess B, Wilson S. Perception of discomfort by patients undergoing orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 47-53.
180. Novelli ELB, Hernandez RT, Novelli Filho JLVB, Barbosa LL. Differential/combined effect of water contamination with cadmium and nickel on tissues of rats. *Environ Pollut* 1998; 103: 295-300.
181. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd edition Chicago: Quintessence Publishing co. Inc. 2002.

182. O' Brien B, Carroll WM, Kelly MJ. Passivation of nitinol wire for vascular implants—A demonstration of the benefits. *Biomater* 2002; 23:1739–48.
183. O'Connor P J 2000 Patients' perceptions before, during, and after orthodontic treatment. *J Clin Orthod* 34: 591–2.
184. Ogura M, Kamimura H, Al-Kalaly A, Nagayama K, Taira K, Nagata J, Miyawaki S. Pain intensity during the first 7 days following the application of light and heavy continuous forces. *Eur J Orthod* 2009; 31: 314-9.
185. Okeson JP: *Bell's Orofacial Pain*. 5th ed. Carol Stream, IL, Quintessence Publishing Co 1995.
186. Oller A R, Costa M, Oberdörster G. Carcinogenicity assessment of selected nickel compounds. *Toxicol Appl Pharmacol* 1997; 143: 152–166
187. Oliver RG, Knapman YM. Attitudes to orthodontic treatment. *Br J Orthod* 1985; 12: 179-88.
188. Orchardson R, Collins W. Clinical features of hypersensitive teeth. *Br Dent J*, 1987a; 162: 253-6.
189. Oshida Y, Sachdeva RC, Miyazaki S. Microanalytical characterization and surface modification of TiNi orthodontic archwires. *Biomed Mater Eng* 1992; 2: 51-69.
190. Otsuka K, Wayman CM. *Shape memory materials*. United Kingdom: Cambridge University Press; 1998.
191. Ousehal L, Lazarak L. Change in nickel levels in the saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Int Orthod* 2012; 10(2); 190-7.
192. Park HY, Shearer TR. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1983; 156–9.
193. Pattabi M, Ramakrishna K, Mahesh KK. Effect of thermal cycling on the shape memory transformation behavior of NiTi alloy: powder X-ray diffraction study. *Mater Sci Eng A* 2007; 448: 33–8.



194. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2003; 25: 417-21.
195. Patel V. Non-completion of orthodontic treatment: a study of patient and parental factors contributing to discontinuation in the hospital service and specialist practice. Thesis, University of Wales 1989.
196. Petoumenou E, Kislyuk M, Hoederath H, Keilig L, Bourauel C, Jäger A. Corrosion susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application. *J Orofac Orthop* 2008; 69(6): 411-23
197. Petoumenou E, Arndt M, Keilig L, Reimann S, Hoederath H, Eliades T, Jäger, Bourauelf C. Nickel concentration in the saliva of patients with nickel-titanium orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 59-65.
198. Plant S, Grant D, Leach L. Behavior of human endothelial cells on surface modified NiTi alloy. *Biomater* 2005; 26: 5359-67.
199. Polat O, Karaman AI. Pain control during fixed orthodontic appliance therapy. *Angle Orthod* 2005; 75: 214-9.
200. Polat O, Karaman AI, Durmus E. Effects of preoperative ibuprofen and naproxen sodium on orthodontic pain. *Angle Orthod* 2005; 75: 791-6.
201. Pringle AM, Petrie A, Cunningham SJ, McKnight M. Prospective randomized clinical trial to compare pain levels associated with 2 orthodontic fixed bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 160-7.
202. Proffit W, Fields., Jr H. Mechanical principles in orthodontic force control. In: *Contemporary orthodontics*. 3rd ed. St.Louis: Mosby; 2000.
203. Proffit WR, Fields HW Jr, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. 4 ed. St. Louis: Mosby- Elsevier 2007.
204. Quintão CCA, Brunharo IHVP. Orthodontic wires: knowledge ensures clinical Optimization. *Dental Press J Orthod* 2009; 14(6): 144-157.

205. Rice CG, Burt P, Proceedings, International Conference on Shape Memory and Superelasticity Technologies, Pacific Grove, California 2000, in press.
206. Riley JL 3rd, Robinson ME, Wise EA, Myers CD, Fillingim RB. Sex differences in the perception of noxious experimental stimuli: A meta-analysis. *Pain* 1998; 74: 181-7.
207. Romaguera C, Vilaplana J, Grimalt F. Contact stomatitis from a dental prosthesis. *Contact Dermatitis* 1989; 21: 204.
208. Rondelli G, Vicentini B. Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial Ni-Ti orthodontic wires, *Biomaterials* 1999; 20: 785-92.
209. Ryhanen J, Niemi E, Serlo W, Niemela E, Sandvik P, Pernu H, Salo T. Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures. *J Biomed Mat Res* 1997; 35, 451-7.
210. Sachs D, Cunha FQ, Poole S, Ferreira SH. Tumour necrosis factor-alpha, interleukin-1beta and interleukin-8 induce persistent mechanical nociceptor hypersensitivity. *Pain* 2002; 96: 89-97.
211. Saito M, Saito S, Ngan PW, Shanfeld J, Davidovitch Z. Interleukin 1 beta and prostaglandin E are involved in the response of periodontal cells to mechanical stress in vivo and in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 226-40.
212. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:587-93
213. Scheurer PA, Firestone AR, Burgin WB. Perception of pain as a result of orthodontic treatment with fixed appliances. *Eur J Orthod* 1996; 18: 349-57.

214. Scott P, Sherriff M, Dibiase AT, Cobourne MT. Perception of discomfort during initial orthodontic tooth alignment using a self-ligating or conventional bracket system: A randomized clinical trial. *Eur J Orthod* 2008; 30: 227-32.
215. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosogeat B. Corrosion resistance of three orthodontic brackets: A comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod* 2005; 27: 541-9.
216. Schmalz G. Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials- advantages and limitations. *J Dent Suppl.2* 2004; 22: S6-S11.
217. Schmalz G, Schweikl H, Hiller KA. Release of prostaglandin E2, IL-6 and IL-8 from human oral epithelial culture models after exposure to compounds of dental materials. *Eur J Oral Sci* 2000; 108, 442-8.
218. Schmalz G, Garhammer P.. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002; 18: 396-406.
219. Segner D. Wire Selection for Optimal Biomechanic Efficiency in the MBT™ Versatile+ Appliance System. *Orthodontic Perspectives 2010 3M Unitek Vol 18* 2011.
220. Sergl HG, Klages U, Zentner A. Pain and discomfort during orthodontic treatment: Causative factors and effects on compliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 684-91.
221. Sergl HG, Klages U, Zentner A. Functional and social discomfort during orthodontic treatment-effects on compliance and prediction of patients'adaptation bz personality variables. *Eur J Orthod* 2000; 22: 307-15.
222. Shabalovskaya S, Anderegg J. Surface spectroscopic characterization of TiNi nearly equiatomic shape memory alloys for implants. *J Vac Sci Technol* 1995; A13: 2624-32.
223. Shabalovskaya SA. On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys. *Biomed Mater Eng* 1996; 6: 267-89.

224. Shabalovskaya S, Anderegg J, Laabs F, Thiel P, Rondelli G. Surface conditions of Nitinol wires, tubing, and as-cast alloys: the effect of chemical etching, aging in boiling water and heat treatment. *J Biomed Mater Res* 2003; 65B: 193–203.
225. Shabalovskaya S. Surface, corrosion and biocompatibility aspects of nitinol as an implant material. *Bio Med Mater Eng* 2002; 12: 69.
226. Shabalovskaya SA, Ryhanen J, Yahia L. Bioperformance of nitinol: surface Tendencies. *SMST-SMM* 2001. 2002; 394-5.
227. Shabalovskaya SA, Anderegg J, Laab F, Thiel PA, Rondelli G. Surface conditions of nitinol wires, tubing, and as-cast alloys. the effect of chemical etching, aging in boiling water, and heat treatment. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2003; 65B: 193-203.
228. Shabalovskaya S, Rondelli G, Anderegg J, Van Humbeeck J. Chemical and electrochemical properties of nitinol surface oxides and their correlation with biological responses. Abstract. In: International conference on shape memory and superelastic technologies. Tsukuba; December 2007.
229. Shabalovskaya SA, Rondelli GC, AUndisz L, Anderegg JW, Burleigh TD, Rettenmayr ME. The Electrochemical Characteristics of Native Nitinol Surfaces. *Biomater* 2009; 30, 3662-71.
230. Sherman JJ, LeResche L, Huggins KH, Mancl LA, Sage JC, Dworkin SF. The relationship of somatization and depression to experimental pain response in women with temporomandibular disorders. *Psychosom Med* 2004; 66: 852-60.
231. Shimizu K, Tadaki T. Shape memory alloys, Gordon and Breach Science Publishers, Amsterdam 1987; 1-59.
232. Shin JS, Oh KT, Hwang CJ. In vitro surface corrosion of stainless steel and NiTi orthodontic appliances. *Aust Orthod J* 2003; 19(1): 13-8.
233. Sinclair P, Cannito M, Goates L, Solomos L, Alexander C. Patient responses to lingual appliances. *J Clinc Orthod* 1986; 20: 396-404.

234. Smith BR, Flanary CM, Hurst LL, Rugh JD. Effects of orthodontic archwire changes on masseter muscle activity. *J Dent Res* 1984; 63: 258.
235. Souza RM, Menezes LM. Nickel, chromium and iron levels in the saliva of patients with simulated fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod* 2008; 78, (2): 345-350.
236. Sriwatanakul K, Kelvie W, Lasagna L, Calimlim JF, Weis OF, Mehta G. Studies with different types of visual analog scales for measurement of pain. *Clin Pharmacol Ther.* 1983; 34(2): 234-9.
237. Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani NJ, Belcastro S. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent* 1999; 27(6): 449-54.
238. Stamenkovic D i sar. *Stomatološki materijali: Stomatološki fakultet Beograd* 2012; 91-111.
239. Storey E. The nature of tooth movement. *Am J Orthod* 1973; 63:292-314.
240. Stush Am L, Kusy RP. Geometric and material parameters of nickel-titanium and beta titanium orthodontic arch wire. *Dent Mater* 1987; 3: 207-17.
241. Su PC, Wu SK. *Acta Mater* 2004; 52: 1117.
242. Suzuki Y. Fabrication of shape memory alloys. *Shape Memory Materials*, ed., K. Otsuka and C.M. Wayman, Cambridge University Press 1998.
243. Takamura K, Hayashi K, Ishinishi N, Sugioka Y. Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *J Biomed Mat Res* 1994; 28: 583-9.
244. Tayer B H, Burek M J. A survey of adults attitudes toward orthodontic therapy. *Am J Orthod* 1981; 179: 305-15.
245. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33: 297-310.

246. Tecco S, D'Attilio M, Tete S, Festa F. Prevalence and type of pain during conventional and self-ligating orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 2009; 31: 380-4.
247. Tomakidi P, Koke U, Kern R, Erdinger L, Krüger H, Kohl A. Assessment of acute cyto- and genotoxicity of corrosion eluates obtained from orthodontic materials using monolayer cultures of immortalized human gingival keratinocytes. *J Orofac Orthop* 2000; 61:2-19.
248. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in the threepoint bending. Part I: the effect of temperature. *Eur J Orthod* 1994; 16: 409-
249. Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent* 1996; 24: 109-15.
250. Trepanier C, Zhu L, Fino J, Pelton A. Corrosion resistance of oxidized Nitinol. In: *Proceedings of international conference on shape memory and superelastic technologies*. USA: Asilomar; 2003: 367-74.
251. Trigwell S, Selvaduray G. Effects of surface finish on the corrosion of NiTi alloy for biomedical applications. In: Pelton AR, Hodgson D, Russell SM & Duerig TW (eds) *Shape memory and superelastic technologies, proceedings of SMST -97, SMST*, Pacific Grove, CA 1997; 383-8.
252. Trombetta D, Mondello MR, Cimino F, Cristani M, Pergolizzi S, Saija A. Toxic effect of nickel in an in vitro model of human oral epithelium. *Toxicol Lett* 2005; 159: 219-25
253. Tufekci E, Mitchell JC, Olesik JW, Brantley WA, Papazoglou E, Monaghan P. Inductively coupled plasma mass spectroscopy measurements of elemental release from 2 high palladium dental casting alloys into a corrosion testing medium. *J Prosthet Dent* 2002; 87:80-5.
254. Turp JC, Kowalski CJ, Stohler CS. Pain descriptors characteristic of persistent facial pain. *J Orofac Pain* 1997; 11: 285-90.

255. Uehara T, Tamai T. An atomistic study on shape-memory effect by shear deformation and phase transformation. *Mech Adv Mater and Structures* 2006; 13: (2). 197–204.
256. Uematsu S, Mogi M, Deguchi T. Interleukin (IL)-1 beta, IL-6, tumor necrosis factor-alpha, epidermal growth factor, and beta 2-microglobulin levels are elevated in gingival crevicular fluid during human orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 1996; 75: 562-7.
257. Uthus EO, Seaborn CD. Deliberations and evaluations of the approaches, endpoints and paradigms for dietary recommendations of the other trace elements. *J Nutr* 1996; 126: 2452.
258. Vandevska-Radunovic V. Neural modulation of inflammatory reactions in dental tissues incident to orthodontic tooth movement —a review of the literature. *Eur J Orthod* 1999; 21: 231–247.
259. Vannet BV, Mohebbian N, Wehrbein H. Toxicity of used orthodontic archwires assessed by three-dimensional cell culture. *Eur J Orthod* 2006; 28: 426–432.
260. Vassend O. Anxiety, pain and discomfort associated with dental treatment. *Behav Res Ther* 1993; 31: 659-66.
261. Vanugopalan R, Trepanier C, Pelton AR. Proceedings, Second International Symposium on Advanced Biomaterials 2000; 77.
262. Viazis AD. Orthodontic wires. *Atlas of Orthodontics*. WB. Saunders Co., Philadelphia 1993.
263. Viazis A D. Bioefficient therapy. *J C O* 1995; 29 (9): 552-69.
264. Viazis AD. *Atlas of Orthodontics*. 2nd ed. W B. Saunders Co., Philadelphia 1998.
265. Wagman D, Evans V, Parker V, Schumm R, Halow I, Bailey S, Churney K. *J Phys Chem Ref Data* 1982; 2:11.
266. Wall P, Melzack R. *Text book of pain*. p 904, Third edition, Longman Group UK. Limited 1994.

267. Wang J, Jian F, Chen J, Ye NS, Huang YH, Wang S, Huang RH, Pei J, Liu P, Zhang L, Zhao ZH, Chen QM, Lai WL, Lin YF. Cognitive behavioral therapy for orthodontic pain control: a randomized trial. *J Dent Res*. 2012; 91(6): 580-5.
268. Watacha JC, Lockwood PE, Marek M, Ghazi M. Ability of Ni-containing biomedical alloys to activate monocytes and endothelial cells in vitro. *J Biomed Mater Res* 1999; 45: 251-7.
269. Watacha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 203-209.
270. Water NE. Orthodontic products update: Superelastic nickel-titanium wires. *Br J Orthod* 1992; 19: 319-22.
271. Wever DJ, Veldhuizen AG, de Vries J, Busscher HJ, Uges DRA, van Horn JR. Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy. *Biomater* 1998; 19: 761-9.
272. Widu F, Drescher D, Junker R, Bourauel C. Corrosion and biocompatibility of orthodontic wires, *J Mater Sci: Materials in Medicine* 1999; 10: 275-81,
273. Williams DF. Toxicology of implanted metals. Fundamental aspects of biocompatibility, Vol. II, CRC Press, CRC Series in Biocompatibility 1981; 45-61.
274. Williams DF. Corrosion of orthopaedic implants. In: Williams DF, editor. *Biocompatibility of orthopaedic implants*. Boca Raton, USA: CRC Press, 1982; 197-229.
275. Williams JM, Murray JJ, Lund CA, et al. Anxiety in the child dental clinic. *J Child Psychol Psychiatry* 1985; 26: 305-10.
276. Williams OL, Bishara SE. Patient discomfort levels at the time of debonding. A pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101: 313-7.



277. Williams DF, Williams RL. Degradative effects of the biological environment on metals and ceramics. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ & Lemons JE (eds) *Biomaterials science; an introduction to materials in medicine*, Volume 1. Academic Press, San Diego, 1996; 260-7.
278. Williams D. Revisiting the definition of biocompatibility. *Medical Device Technology* 2003; 14:8.
279. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility, *Biomaterials* 2008; 29 (20): 2941–53.
280. Wilson S, Ngan P, Kess B. Time course of the discomfort patients undergoing orthodontic treatment. *Pediat Dent* 1989; 11(2): 107-10.
281. Wu MH. Fabrication of Nitinol Materials and Components. *Proceedings of the international conference on shape memory and superelastic technologies*, Kunming, China 2001: 285-92.
282. Yamaguchi M, Takizawa T, Nakajima R, Imamura R, Kasai K. The Damon system and release of substance p in gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement in adults. *World J Orthod* 2009; 10: 141-6.
283. Yamashiro T , Fukunaga T , Kabuto H , Ogawa N , Takano-Yamamoto T. Activation of the bulbospinal serotonergic system during experimental tooth movement in the rat . *J Dent Res* 2001;180: 1854–7
284. Yee JA, Turk T, Elekdag-Turk S, Cheng LL, Darendeliler MA. Rate of tooth movement under heavy and light continuous orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:150.
285. Yoo YR, Jang SG, Oh KT, Kim JG, Kim YS. Influences of passivating elements on the corrosion and biocompatibility of super stainless steels. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 86: 310–20.
286. Yozgatia JH, Zeredo JL, Hotokezaka H, Koga Y, Toda K, Yoshida N. Emotional stress- and pain-related behaviors evoked by experimental tooth movement. *Angle Orthod* 2008; 78(3): 487-94.

287. Yukyo T, Keisuke N, Kohei K, Osamu O. Corrosion behavior of the stainless steel composing dental magnetic attachments. *Int Congr Series* 2005; 1284: 314-5.
288. Ziebowicz A, Walke W, Barucha-Kępa A, Kiel M. Corrosion behavior of metallic biomaterials used as orthodontic wires. *J Achiev Mater Manufac Eng* 2008; 27(2): 151-4
289. Zhou D, Salnikow K, Costa M. Cap43, a novel gene specifically induced by Ni<sup>2+</sup> compounds. *Cancer Res* 1998; 58: 2182-9.
290. Zhu L, Fino JM, Pelton AR, Oxidation of Nitinol, in *International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, USA, 2003*; 357-68.
291. Zoroddu MA, Schinocca L, Kowalik-Jankowska T, Kozłowski H, Salnikow K, Costa M. Molecular mechanisms in nickel carcinogenesis: modeling Ni(II) binding site in histone H4. *Environmental Health Perspectives Supplements* 2002; 110: 719-723.

## PRILOG 1

### **INFORMACIJA ZA PACIJENTA O NAČINU SPROVOĐENJA ORTODONTSKE TERAPIJE I ISTRAŽIVANJA**

#### **KLINIKA ZA ORTOPEDIJU VILICA STOMATOLOŠKI FAKULTET BEOGRAD**

#### **INFORMACIJA ZA PACIJENTE:**

U okviru plana terapije koji Vam je predložen prilikom dogovora sa ortodontom na Klinici za ortopediju vilica u Beogradu predviđeno je lepljenje fiksnog aparata na sve stalne zube u gornjoj i donjoj vilici. Fiksni aparat se sastoji od bravica i tuba/prstenova koji se lepe za zube i nakon završetka terapije uklanjaju bez oštećenja zuba. Bravice koje su zalepljene na zubima imaju na sebi kanal kroz koji prolazi i za koji se vezuje žica koja je u početnoj fazi terapije elastična, a kasnije čelična. Svakog meseca na kontroli doktor će obaviti neophodna zatezanja, menjanja žice i gumica kao i sve potrebne korake za tu fazu terapije.

Nakon lepljenja bravice, u kanal se pomoću gumica ili žica vezuje elastična žica koja treba da omogući ravnanje zuba i oblikovanje pravilnog zubnog luka. Počinje se sa elastičnom žicom (izradjenom od legure Nikla i Titanijuma) koja je prečnika 0.35mm (0.014"). S obzirom da pomeranje zuba počinje odmah nakon stavljanja žice, kod većine pacijenata javlja se bol koji je uobičajeni deo ortodontske terapije. Početna žica treba da stoji vezana za bravice do sledeće kontrole, što je obično mesec dana, kada se vadi iz usta i stavlja sledeća žica većeg prečnika.

Pošto ste se složili da budete uključeni u istraživanje o kvalitetu, intenzitetu i vremenu trajanja bola, dobićete i upitnik o karakteristikama bola koji ćete popuniti i vratiti doktoru na prvoj kontroli. Cilj istraživanja je da ispitamo zavisnost karakteristika bola od strukture ortodontske žice koja se koristi na početku terapije fiksnim aparatima i na taj način omogućimo da budućim ortodontskim pacijentima terapija bude još komfornija i manje bolna. Prilikom lepljenja bravica i stavljanja elastične žice biće Vam vezana jedna od žica koja se rutinski koristi na Klinici za ortopediju vilica u Beogradu. Žice su sve istog prečnika, a različitog proizvođača. Upotreba ovih žica je odobrena od strane ortodontskih organizacija zemlje u kojoj je žica proizvedena i kao i od strane lokalne zdravstvene organizacije i preporučena je kao bezbedna za upotrebu u ustima.

Sve faze ortodontske terapije, kao i materijal koji se koristi odobreni su za primenu od strane Udruženja ortodonata Srbije, a po ugledu na svetske protokole.

## PRILOG 2

### **SAGLASNOST ZA SPROVOĐENJE ORTODONSTKE TERAPIJE I UČEŠĆE U ISTRAŽIVANJU**

#### **KLINIK ZA ORTOPEDIJU VILICA STOMATOLOŠKI FAKULTET BEOGRAD**

### **SAGLASNOST**

Saglasan(na) sam da se u toku ortodontske terapije primene sva dijagnostička i terapijska sredstva koja su neophodan deo protokola koji se primenjuje na Klinici za ortopediju vilica Stomatološkog fakulteta u Beogradu.

Dijagnostički protokol podrazumeva uzimanje otisaka za studijske modele na početku terapije, 6 i 12 meseci nakon započete terapije i na kraju ortodontskog tretmana, snimanje ortopantomografskog snimka, profilnog telerendgen snimka na početku terapije i snimanje profilnog telerendgen snimka i po završenom ortodontskom tretmanu. Ova procedura je neophodna radi praćenja promena koje nastaju na skeletnim i dentoalveolarnim strukturama a koje su direktna posledica primenjenog terapijskog postupka.

Terapijski protokol sprovodi se nakon upoznavanja pacijenta sa planom terapije. Terapija počinje postavljanjem fiksnog ortodontskog aparata u gornjoj i donjoj vilici, a zatim sprovođenjem ortodontske terapije u trajanju od 1-3 godine u zavisnosti od izraženosti malokluzije o čemu sam obavešten(a) pred početak terapije. Takođe, saglasan(a) sam da ću učestvovati u istraživanju o karakteru bola koji se javlja nakon postavke fiksnog aparata. Upitnik koji se odnosi na kvalitet, intenzitet i vreme trajanja bola koji se javlja nakon stavljanja elastične žice (luka) koji je vezan za bravice koje su zalepljene na zubima na početku terapije fiksnim aparatima popuniću u roku od 7 dana po postavljanju fiksnog aparata i doneću ga na sledeću kontrolu.

Saglasan(a) sam da se žica koja je izvadjena iz usta na prvoj kontroli koristi za dalja istraživanja i podvrgne testovima za ispitivanje njene strukture i biokompatibilnosti.

Ime i prezime pacijenta (roditelja)

---

Datum

---



## 10. BIOGRAFIJA AUTORA

Dr Evgenija Marković je rođena 28.03.1970. godine u Beogradu gde je diplomirala na Stomatološkom fakultetu u Beogradu 1996. godine sa prosečnom ocenom 9.18. Obavezan pripravnički staž obavila je na klinikama Stomatološkog fakulteta u Beogradu i položila stručni ispit 1997. godine. Posle diplomiranja upisala je poslediplomske studije na Stomatološkom fakultetu u Beogradu iz predmeta Ortopedija vilica gde je radila u svojstvu naučno-istraživačkog radnika dve godine. Od 1998-2002. godine, nakon nostrifikacije diplome u Kanadi radila je u privatnoj praksi u Vankuveru, Kanada. Specijalizaciju iz predmeta Ortopedija vilica upisala je 2002. godine na Stomatološkom fakultetu u Beogradu i položila specijalistički ispit 2006. godine sa odličnom ocenom. Magistarsku tezu pod naslovom "Analiza otpornosti ortodontskih lepkova na dejstvo sile" odbranila je 2007. godine na Stomatološkom fakultetu u Beogradu. Od 2007-2011. zaposlena je na Klinici za Ortopediju vilica, Stomatološkog fakulteta u Beogradu kao klinički lekar. U zvanje asistenta izabrana je 2011. godine. Govori i piše engleski jezik i odlično poznaje rad na računaru. Na Klinici za ortopediju vilica aktivno učestvuje u izvodjenju praktične i teoretske nastave, kako na osnovnim, tako i na specijalističkim studijama iz Ortopedije vilica. Do sada je objavila 26 naučnih radova (jedan rad u M22, tri u M23, jedan u M24, jedan u M51, jedan u M52, jedanaest u M34, pet u M64, kao i dva predavanja po pozivu) koji su objavljeni u domaćim i stranim časopisima i prezentovani na naučnim skupovima u zemlji i inostranstvu. Od oktobra 2011. godine učesnik je na Eureka projektu 6788 ORTO-NITI -Development of advanced NiTi orthodontic wire. Članstvo u domaćim i internacionalnim udruženjima:

- Udruženje Ortodonata Srbije
- European Orthodontic Society
- Canadian Dental Association
- British Columbia Association of Dental Surgeons







## Изјава о Коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

### **UTICAJ STRUKTURE ORTODONTSKIH ŽICA NA BIOKOMPATIBILNOST I PERCEPCIJU BOLA TOKOM POČETNE FAZE LEČENJA FIKSNIM APARATIMA**

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство

2. Ауторство - некомерцијално

**3. Ауторство – некомерцијално – без прераде**

4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима

5. Ауторство – без прераде

6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

**Потпис докторанта**

У Београду, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_