



UNIVERZITET U BANJOJ LUCI
MEDICINSKI FAKULTET



MIRJANA UMIĆEVIĆ-DAVIDOVIĆ

**ISPITIVANJE RAZLIČITIH MEHANIZAMA
ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG
PROSTORA U TOKU TERAPIJE FIKSNIM
ORTODONTSKIM APARATIMA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

BANJA LUKA, 2020.



UNIVERSITY OF BANJALUKA
FACULTY OF MEDICINE



MIRJANA UMIĆEVIĆ-DAVIDOVIĆ

**EXAMINATION OF VARIOUS MECHANISMS
FOR POSTEXTRACTION SPACE CLOSURE
DURING TREATMENT WITH FIXED
ORTHODONTIC APPLIANCES**

DOCTORAL DISSERTATION

BANJA LUKA, 2020.

MENTOR:

Prof. dr Ivana Šćepan, redovni profesor, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

KOMENTOR:

Prof. dr Branislav Glišić, redovni profesor, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

NASLOV:

ISPITIVANJE RAZLIČITIH MEHANIZAMA ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA U TOKU TERAPIJE FIKSNIM ORTODONTSKIM APARATIMA

REZIME: Prilikom planiranja ortodontske terapije, ponekad je potrebno primjeniti ekstrakciju pojedinih zuba, kako bi se postigla pravilna okluzija i prihvatljiv estetski izgled. U ekstrakcionoj terapiji kod koje se primjenjuje fiksni ortodontski aparat, zub izbora za ekstrakciju je najčešće prvi premolar. Zatvaranje postekstrakcionog prostora se provodi različitim metodama, kao što su klizni mehanizmi i metode bez trenja, omče. Osnovni cilj ovog istraživanja je bio da se ustanovi koja metoda ima najveću efikasnost u ovoj fazi terapije. U ovoj disertaciji je analizirano 118 postekstrakcionih prostora koji su zatvarani primjenom tri metode: elastični lanac, NiTi zatvorene opruge i omča za zatvaranje prostora. Ovi prostori su posmatrani tokom 6 mjeseci sa kontrolnim pregledima na 4 sedmice. Na kontrolnim pregledima je mjereno maksimalno rastojanje od distalne površine očnjaka do mezijalne površine drugog premolara. Mjerenja su obavljana na tri načina: digitalnim kaliperom, fotografijom postekstrakcionog prostora i na skeniranim modelima. Pored zatvaranja postekstrakcionog prostora, dinamometrom su mjerene i vrijednosti sile koju proizvodi određeni mehanizam na početku aktivacije i na kraju ovog perioda. Analizom rezultata je ustanovljeno da su sve tri primjenjene metode veoma efikasne u zatvaranju postekstrakcionih prostora, međutim NiTi zatvorene opruge su pokazale najveću brzinu, odnosno 1,15 mm mjesečno, zatim elastični lanac sa 1,0 mm mjesečno i omča za zatvaranje prostora sa 0,86 mm mjesečno. NiTi zatvorene opruge su pokazale i da zadržavaju najveći procenat inicijalne sile, odnosno 61,57%, dok vrijednost rezidualne sile za elastični lanac iznosi 53,41%, a za omču za zatvaranje prostora 56,07%. Zaključeno je da se primjena NiTi zatvorenih opruga pokazala kao najefikasnija metoda za zatvaranje postekstrakcionih prostora.

Ključne riječi: ortopedija vilica, ekstrakciona terapija, elastični lanac, NiTi zatvorena opruga, omča

Naučna oblast: Ortopedija vilica

Naučno polje: Stomatologija

Klasifikaciona oznaka prema Cerif šifrarniku za naučnu oblast: B 730

Tip odabrane licence Kreativne zajednice: Autorstvo-nekomercijalno-bez prerada (CC BY-NC-ND)

MENTOR:

Professor Ivana Šćepan, full professor, Faculty of Dentistry, University of Belgrade

COMENTOR:

Professor Branislav Glišić, full professor, Faculty of Dentistry, University of Belgrade

TITLE:

EXAMINATION OF VARIOUS MECHANISMS FOR POSTEXTRACTION SPACE
CLOSURE DURING TREATMENT WITH FIXED ORTHODONTIC APPLIANCES

SUMMARY: During orthodontic treatment planning, sometimes it is necessary to apply the extraction of certain teeth, in order to achieve proper occlusion and acceptable aesthetic appearance. In extraction treatment, when fixed orthodontic appliance is used, the tooth of choice for extraction is usually the first premolar. Closing of postextraction space is carried out by various methods, such as sliding mechanisms and frictionless, loop methods. The main goal of this research was to determine which method is most effective at this treatment stage. In this dissertation, 118 postextraction spaces were analyzed using three methods for their closure: elastic chain, NiTi closed spring and space closure loop. These spaces were observed for 6 months with follow-up examinations at 4 weeks. At the control examinations, the maximum distance from the distal surface of the canine to the mesial surface of the second premolar was measured. Measurements were performed in three ways: with digital caliper, photography of the postextraction space and on scanned models. In addition to closing the postextraction space, the dynamometer was also used for measuring values of the force produced by a certain mechanism at the beginning of activation and at the end of this period. The analysis of the results showed that all three applied methods were very effective in closing postextraction spaces, however NiTi closed springs showed the highest speed of 1.15 mm per month, followed by an elastic chain with 1.0 mm per month and a loop for closing space with 0.86 mm per month. NiTi closed springs also showed that they retain the highest percentage of initial force, 61.57%, while the value of residual force for the elastic chain is 53.41%, and for the closing loop 56.07%. It was concluded that the use of NiTi closed springs proved to be the most efficient method for closing postextraction spaces.

Keywords: orthodontics, extraction treatment, elastic chain, NiTi closed spring, loop

Scientific field: Dentofacial orthopedics

Research field: Dentistry

Clasification CERIF mark: B 730

Type of Creative Commons licence: Attribution-NonComercial-NoDerivatives (CC BY-NC-ND)

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. PREGLED LITERATURE	3
1.1.1. Istorijat ekstrakcione terapije	3
1.1.2. Metode za stvaranje prostora u zubnom luku	5
1.1.2.1. Interproksimalna redukcija gleđi (stripovanje)	6
1.1.2.2. Širenje (ekspanzija) zubnih lukova	7
1.1.2.3. Distalizacija	8
1.1.2.4. Ekstrakciona terapija	9
1.1.3. Zatvaranje postekstrakcionog prostora fiksnim ortodontskim aparatima	10
1.1.4. Biomehanika zatvaranja postekstrakcionog prostora	12
1.1.5. Uporište	12
1.1.6. Metode zatvaranja postekstrakcionog prostora	14
1.1.7. Klizni mehanizam	14
1.1.7.1. Elastični lanci	18
1.1.7.2. Nikl titanijumske zatvorene spiralne opruge	21
1.1.7.3. Aktivne ligature (Tie-back)	24
1.1.7.4. Lejs bek	25
1.1.8. Mehanizam omči za zatvaranje prostora	26
1.1.9. Metode za mjerenje postekstrakcionog prostora	29
1.1.9.1. Digitalni kaliper	30
1.1.9.2. Fotografija	30
1.1.9.3. 3D skeniranje modela	32
1.1.10. Mjerenje sile pomoću dinamometra	35
2. HIPOTEZA	36
3. CILJ	37
4. MATERIJAL I METOD RADA	38
4.1. ISPITANICI	38
4.2. DIZAJN APARATA	39
4.3. MJERENJA	41
4.3.1. Mjerenje rastojanja između očnjaka i drugog premolara	42
4.3.2. Mjerenje sile na početku i na kraju aktivne faze	45
5. REZULTATI ISTRAŽIVANJA	47
5.1. SOCIO-DEMOGRAFSKE KARAKTERISTIKE ISPITANIKA	47
5.2. DESKRIPTIVNI POKAZATELJI OPŠTIH PODATAKA	47
5.3. REZULTATI ANALIZE UTICAJA POLA NA ZATVARANJE POSTEKSTRAKCIONIH PROSTORA	48

5.4. REZULTATI ANALIZE UTICAJA STAROSTI NA ZATVARANJE POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA	51
5.5. REZULTATI ANALIZE POLOŽAJA EKSTRAKCIONIH PROSTORA	55
5.6. REZULTATI ANALIZE ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA KLIZNIM MEHANIZMOM	61
5.6.1. Rezultati analize zatvaranja postekstrakcionog prostora kliznim mehanizmom, metoda elastični lanac.....	61
5.6.2. Rezultati analize zatvaranja postekstrakcionog prostora kliznim mehanizmom, metoda NiTi zatvorene opruge	65
5.7. REZULTATI ANALIZE ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA, METODA OMČA	70
5.8. REZULTATI UPOREDNE ANALIZE TRI METODE ZA ZATVARANJE POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA	74
5.9. REZULTATI PRIMJENJENE SILE NA POČETKU I KRAJU AKTIVACIJE	78
5.9.1. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije kod kliznog mehanizma	79
5.9.1.1. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije, metoda elastični lanac..	79
5.9.1.2. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije, metoda NiTi zatvorena opruga	80
5.9.2. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije, metoda omča	80
5.10. REZULTATI KORELACIJE IZMEĐU PRIMJENJENE SILE I ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA	81
5.11. REZULTATI ANALIZE EKSTRAKCIONOG PROSTORA ZA METODE MJERENJA	83
6.DISKUSIJA	87
6.1. DISKUSIJA REZULTATA ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA U ODNOSU NA POL I STAROST	87
6.2. DISKUSIJA REZULTATA U ODNOSU NA POLOŽAJ POSTEKSTRAKCIONIH PROSTORA	88
6.3. DISKUSIJA REZULTATA ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONIH PROSTORA KLIZNIM MEHANIZMOM	90
6.4. DISKUSIJA REZULTATA ZATVARANJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA SISTEMOM BEZ TRENJA, OMČAMA.....	97
6.5. DISKUSIJA REZULTATA UPOREDNE ANALIZE TRI METODE ZA ZATVARANJE POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA.....	98
6.6. DISKUSIJA REZULTATA PRIMJENJENE SILE NA POČETKU I KRAJU AKTIVACIJE	99
6.6.1. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije kod kliznog mehanizma.....	100
6.6.1.1. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije za elastične lance	101
6.6.1.2. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije za NiTi zatvorene spiralne opruge	102
6.6.1.3. Diskusija rezultata između primjenjene sile i zatvaranja postekstrakcionog prostora	105

6.6.2. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije za omče	107
6.7. DISKUSIJA REZULTATA ANALIZE METODA MJERENJA POSTEKSTRAKCIONOG PROSTORA....	108
7. ZAKLJUČAK	110
8. LITERATURA.....	111

1. UVOD

U svakodnevnoj kliničkoj praksi, kod pacijenata se susrećemo sa nedostatkom prostora za postavljanje svih prisutnih zuba u zubni niz. Ova pojava nosi sa sobom mnoštvo zdravstvenih i estetskih problema, kao što su karijes, parodontopatija, disfunkcija temporomandibularnog zgloba, narušenost izgleda i odnosa zuba i zubnih nizova, kao i izgleda lica u cjelini.

Postoje razne kliničke procedure kojima se može stvoriti dodatni prostor u zubnom luku koji bi omogućio uslove za postizanje pravilne okluzije. Dodatni prostor u zubnim lukovima se može dobiti njihovim širenjem, distalizacijom molara, interproksimalnom redukcijom, protruzijom, kao i ekstrakcijom zuba[1]. Širenje ili ekspanzija zubnih lukova može biti dentoalveolarna i skeletna, ali na svaka 4mm ekspanzije, oslobađa se samo 1mm prostora duž luka. Distalizacija molara zahtjeva dodatno intra ili ekstraoralno uporište za njihovo pomjeranje. Interproksimalnom redukcijom ili stripovanjem se vrši brušenje gleđi sa aproksimalnih površina zuba koje ne smije da iznosi više od polovine njene ukupne debljine. Ove kliničke procedure se provode u slučajevima gdje postoji manji nedostatak prostora, odnosno gdje nam je potrebno najviše 2,5mm prostora sa jedne strane zubnog niza[2,3].

Međutim, u slučajevima kad nam je potrebno mnogo više prostora, prinuđeni smo da ga stvorimo ekstrakcijom zuba, odnosno smanjenjem broja zuba u zubnom nizu[3,4]. Ortodontska terapija kod koje se primjenjuje ekstrakcija zuba, ima za cilj postizanje pravilne okluzije, stabilnih rezultata liječenja i poboljšanja estetike. Prvi premolari su zubi izbora za ekstrakciju kod ove vrste liječenja. Nakon ekstrakcije, susjedni zubi se pomjeraju u postekstrakcioni prostor pri čemu se, zbog odgovarajuće morfologije, ostvaruje zadovoljavajući kontakt između očnjaka i drugog premolara[5,6].

Zatvaranje postekstrakcionog prostora predstavlja veliki izazov za kliničare. Neophodno je dobro poznavanje biomehanike, savremenih materijala i tehnika zatvaranja prostora, kao i posjedovanje vještine za primjenu tih metoda. Poznavanje ovih činjenica je veoma važno da bi se postekstrakcioni prostor zatvorio na odgovarajući način, pri čemu se može postići idealna okluzija. Zbog postojanja velikog broja metoda i tehnika za ovu vrstu terapije, potrebno je obratiti veliku pažnju na izbor odgovarajuće.

Postoje dvije osnovne metode za zatvaranje postekstrakcionih prostora, a to su: klizni mehanizam uz pojavu trenja i mehanizam omći bez trenja. Obe metode imaju svoje prednosti i nedostatke, koje moramo dobro poznavati da bismo u svakom momentu imali potpunu kontrolu nad zubima koje pomjeramo u postekstrakcioni prostor[1].

1.1. PREGLED LITERATURE

1.1.1. Istorijat ekstrakcione terapije

Još u drevnim civilizacijama je bila poznata ekstrakcija mliječnih zuba u cilju oslobađanja prostora za nicanje stalnih zuba. Međutim, primjena ekstrakcione terapije kod stalne denticije je izazvala brojne debate i neslaganja. Krajem XVII vijeka najpoznatiji protivnik je bio Hunter, koji je smatrao da ekstrakcija stalnih zuba usporava rast. U XIX vijeku počinje primjena ekstrakcija prvih premolara kod liječenja malokluzia II klase 1. odjeljenja, iako u to vrijeme Dellabarre upozorava na neželjene efekte govoreći da je mnogo lakše izvaditi zub, nego odlučiti da li je to apsolutno neophodno. Davenport ide čak korak dalje i upozorava da je ekstrakcija stalnog zuba ravna gubitku važnog organa [7].

Početkom dvadesetog vijeka, Edward Hartley Angle je prepoznat kao „otac moderne ortodoncije“ [5]. Poslije mnogo godina kliničke prakse, razvio je standardizovani fiksni aparat i uveo edžvajz sistem bravica sa četvrtastim slotom za inserciju žice. Upotreba četvrtastih lukova u četvrtastom horizontalnom slotu bravice je omogućila veću preciznost i bolju kontrolu položaja i korijena i krune zuba u sve tri dimenzije, a naročito buko-lingvalni tork. Ovaj aparat predstavlja najveću inovaciju u ortodonciji, kao i prototip modernih ortodontskih bravica[6]. Pored toga, kreirao je klasifikaciju malokluzija, koja se i danas primjenjuje širom svijeta. On smatra da kod svakog pacijenta postoji mogućnost da se ortodontskom terapijom postigne pravilna okluzija I klase sa 32 zuba [8].

Iako je u početku primjenjivao ekstrakcionu terapiju, veliki uticaj na njega su imali poznati filozof Rousseau i njemački anatom i hirurg Wolff. Rousseau je veličao čovjeka kao savršeno biće i kao takav bi trebao imati savršenu okluziju sa svim zubima, bez ekstrakcija, dok sa druge strane, Wolff je predstavio otkriće o uticaju mehaničkog stresa na kost. Naime, prema Wolff-ovom zakonu dolazi do remodelacije kosti na mjestu gdje je nastao mehanički stres, pri čemu dolazi do redanja trabekula na način da se popunjavaju oštećenja i formira novi sloj kosti. Na osnovu ove zakonitosti, Angle je smatrao da se kao odgovor na sile koje se prenose na zub javlja rast kosti na tom mjestu, ukoliko se zubi postave u pravilnu okluziju. Tako je i svoj

edžvajz aparat opisao kao aparat koji utiče na rast kosti. On se snažno protivio ekstrakciji zuba u okviru ortodonske terapije i nije toliko pridavao važnost proporcijama i estetici lica, jer je vjerovao da se najbolja estetika postiže kada pacijent ima idealnu okluziju [9].

Calvin Case, veliki profesionalni rival Edwarda Angle-a, je osporavao tvrdnje da se svi pacijenti mogu liječiti bez ekstrakcija i da se može postići zadovoljavajuća stabilnost i estetika samo ekspanzijom zubnih lukova. Pored toga, Case je isticao kako naslijede ima veoma važnu ulogu u nastanku malokluzija, dok sljedbenici Angle-ove škole u prvi plan stavljaju lokane etiološke faktore [7,8]. Četiri godine poslije Angle-ove smrti, jedan od njegovih sljedbenika, Charles Tweed je analizirao rezultate kod pacijenata kod kojih je terapija bila završena i shvatio da nije postigao zadovoljavajuću usklađenost lica, dok je u nekim slučajevima dolazilo do recidiva. Odlučio je da ponovo provede terapiju sa ekstrakcijom prvih premolara, pri čemu je dobio mnogo bolje rezultate, zbog čega je postao pristalica ekstrakcije premolara zbog estetike, usklađenosti izgleda lica i stabilnosti okluzije. Zbog njegovih rezultata i velikog uticaja na polju ortodoncije, od sredine prošlog vijeka, ekstrakcija zuba u ortodonske svrhe je postala prihvatljiva klinička procedura [5,6].

Istovremeno u Australiji, Tweed je dobio istomišljenika, Raymonda Begg-a, koji je razvijao sistem koji se zasniva na ekstrakcionoj terapiji i teoriji atricione okluzije. Tehnološki napredak i mogućnost postavljanja aparata direktno na gleđ, omogućili su bolju kontrolu nad pomjeranjem zuba što je ohrabrilo kliničare da se odluče za primjenu ekstrakcione terapije [4]. Krajem XX vijeka William Proffit i James Ackerman u prvi plan, prilikom odluke o sprovođenju ekstrakcione terapije, stavljaju uravnoteženost mekothivnih struktura naspram idealne okluzije. Terapija treba biti planirana na osnovu ograničenja mekih tkiva i crta lica pacijenata. Smatraju da savršena okluzija više predstavlja izuzetak, nego pravilo, pri čemu su blage varijacije prihvaćene kao prirodni oblik normalne okluzije [10].

Istorijski pregled navodi kliničara da za uspješnu terapiju mora ispoštovati tri osnovna principa prilikom planiranja terapije, a to su: postizanje pravilne okluzije, stabilnosti rezultata liječenja i uspostavljanje mekothivne usklađenosti.

Danas se ekstrakcija zuba primjenjuje kod pacijenata u terapiji pojedinih ortodonskih nepravilnosti koje za posljedicu imaju nepravilnu okluziju, kao i onih nepravilnosti koje mogu

biti uzrok neusklađenosti izgleda lica. Međutim, prije odluke o ekstrakciji zuba, posebno kod graničnih slučajeva, potrebno je uraditi detaljnu analizu, odnosno ispitati sve dijagnostičke elemente. Ekstrakciona terapija se najčešće provodi da bi se postigla pravilna okluzija, sklad u izgledu lica i stabilni rezultati liječenja [3].

1.1.2. Metode za stvaranje prostora u zubnom luku

U kliničkoj praksi postoje slučajevi kod kojih je neophodno provesti ekstrakcionu terapiju, kao što su izražene tjeskobe, prekobrojni zubi, hipodoncija, malformacija zuba, impakcija, karijes zuba, povećan incizalni razmak, otvoren zagriz, parodontološka oboljenja zuba, ortodontska terapija kamuflažom, ortognatska hirurgija, rascjepi. Kad su u pitanju granični slučajevi, u savremenoj ortodonciji i dalje postoji dilema da li izvršiti ekstrakciju ili ne. Dok neki kliničari se odlučuju za ekstrakciju zuba, drugi pokušavaju da sačuvaju sve zube na različite načine. Kliničke studije pokazuju dobre i stabilne rezultate i kod jedne i kod druge vrste terapije. Međutim, kod donošenja odluke i prilikom planiranja koja vrsta terapije će se primjeniti, neophodno je uzeti u obzir mnogo faktora i dijagnostičkih elemenata [4,11].

Proffit i saradnici su dali preporuke kroz tri kategorije koje kliničarima služe kao vodič za donošenje odluke o ekstrakciji kod pacijenata sa uravnoteženom facijalnom estetikom i dentalnim odnosima u I klasi. Oni smatraju da se ekstrakcija zuba veoma rijetko sprovodi ukoliko je nedostatak prostora manji od 4 mm za svaki zubni luk. Ukoliko je nedostatak prostora od 5 do 9 mm, moguća je terapija sa i bez ekstrakcija, dok su ekstrakcije gotovo uvijek potrebne kada nedostatak prostora iznosi više od 10 mm [5].

Upravo kod graničnih slučajeva postoji najviše mogućnosti za primjenu različitih vrsta terapije, kao što su interproksimalna redukcija gleđi (stripovanje), ekspanzija (širenje) zubnih lukova, distalizacija, i na kraju ekstrakcija zuba. Dodatni prostor se može dobiti i proklinacijom anteriornih zuba, kao i derotacijom bočnih zuba [2,4,12].

1.1.2.1. Interproksimalna redukcija gleđi (stripovanje)

Interproksimalna redukcija gleđi (stripovanje) predstavlja metodu kojom se uklanja dio gleđi da bi se obezbijedio dovoljan prostor za pravilno postavljenje zuba u niz. Ovom metodom se može obezbijediti 6-8 mm duž luka ukoliko se uključe i bukalni segmenti, zbog čega ona predstavlja alternativnu proceduru ekstrakcionoj terapiji i ekspanziji. Stripovanje je prvi proveo Ballard 1944. godine, zbog nesklada u širini zuba prednjeg segmenta donjeg zubnog luka. U početku su se koristile metalne abrazivne trake i diskovi, a osamdesetih godina prošlog vijeka Sheridan je uveo novu ARS (air-rotor stripping) metodu u kojoj se koriste turbinska svrdla. On smatra da se na ovaj način može obezbijediti dodatnih od 2,5 mm do 6,4 mm prostora uklanjanjem gleđi sa pet prednjih kontakata i osam bukalnih kontakata u zubnom luku [13]. Stroud i saradnici procenjuju da smanjenje gleđi sa mandibularnih premolara i molara može da obezbjedi i do 9,8 mm dodatnog prostora [14].

Danas se smatra da je 50% aproksimalne gleđi maksimalna količina koja se može ukloniti bez posljedica za zub i parodoncijum [15]. Posljednja istraživanja pokazuju da sa kontaktnih tačaka bukalnog segmenta može biti uklonjeno 1 mm (0,5 mm po aproksimalnoj površini), dok sa donjih sekutića ne bi trebalo da pređe 0,75 mm na svakoj tački kontakta zbog tanjih aproksimalnih zidova. Međutim, potrebno je voditi računa o varijacijama u aproksimalnoj debljini gleđi u odnosu na vrstu zuba i prilagoditi pripremu površine gleđi prema karakteristikama pojedinca, kao i etničke pripadnosti [16,17]. Količina stečenog prostora može biti značajna kod zuba sa nepravilnom morfologijom, a naročito kod zuba u obliku trougla [13].

Zachrisson i saradnici preporučuju ovu metodu kako bi se preoblikovala gleđ zuba da bi se poboljšao izgled zuba nakon nivelacije i ravnjanja prednjeg segmenta kako bi se spriječili ili smanjili "crni trouglovi" koji se pojavljuju u toku ortodontske terapije tjeskobe kao posljedica interdentalne retrakcije gingive [18].

Skenirajućim elektronskom mikroskopijom (SEM) je dokazano da sve metode stripovanja značajno utiču na morfologiju gleđi tako što stvaraju hrapave površine i brazde u poređenju sa netretiranim površinama. Jatrogene gleđne brazde mogu olakšati akumulaciju plaka, dovesti do demineralizacije gleđi i do potencijalnog dugoročnog povećanja podložnosti

karijesu na abradiranoj površini zuba. Hrapavost površine može se značajno smanjiti temeljnim obradom sa Sof-Lex diskovima koji mogu ispolirati površinu gleđi da bude više glatka i od intaktne gleđi [19,20].

Da bi se spriječila demineralizacija, preporučuju se metode kontrole plaka, lokalna upotreba koncentrovanih fluoridnih vodica za usta i sredstva za čišćenje zuba. U posljednje vrijeme, na osnovu dokazane efikasnosti kazein fosfopeptid-amorfnog kalcijum fosfata (CPP-ACP) u regresiji postortodontskih lezija u vidu bijelih mrlja, CPP-ACP se topikalno primjenjuje i kod interproksimalne redukcije gleđi [21,22].

1.1.2.2. Širenje (ekspanzija) zubnih lukova

Ekspanzija zubnih lukova je jedna od najstarijih metoda za dobijanje prostora kod uskosti vilica i umjerene tjeskobe. Ovu metodu je prvi put uspješno uveo Emerson C. Angell 1860. godine od kada su opisani brojni ekspanzioni aparati sa različitim modifikacijama, nivoom sile i trajanjem. U savremenoj ortodonciji se primjenjuju dva načina širenja zubnih lukova i u odnosu na primjenu sile i vrijeme trajanja, ortodontska (spora) i ortopedska (brza), a prema vrsti pomjeranja dentoalveolarna i skeletna. Ortodontskom (sporum) ekspanzijom se primjenjuje sila kojom se pomjeraju zubi, dok se adaptivne promjene na alveolarnoj kosti dešavaju kao posljedica pomjeranja tih zuba. Ortopedske sile rezultiraju velikom promjenom u bazalnim strukturama mandibule i maksile i uključuju interakciju između bazalne i alveolarne kosti. Sporije širenje se može postići i sa mobilni i sa fiksnim aparatima, dok za brza širenja je neophodna fiksacija za zube. Ovom metodom se na svaka 4 mm ekspanzije oslobađa po 1 mm prostora duž zubnog luka [23,24].

Mnogi istraživači su proučavali promjene koje nastaju zbog širenja donjeg i gornjeg zubnog luka, odnosno mjerenjem njihovih perimetara. I dok su jedni koristili linearnu regresijsku jednačinu da bi procijenili te vrijednosti, drugi su zaključili da je taj iznos zasnovan na srednjim rezultatima varijabli. Ricketts i saradnici su ustanovili povećanje od 0,25 mm u perimetru zubnog luka za svakih 1 mm ekspanzije u intermolarnoj širini, dok taj odnos u intermaksinom rastojanju iznosi 1:1 i 2:1 u odnosu na proklinaciju sjekutića [25]. Jednačina koju su ustanovili

Adkins i saradnici procenjuje porast u perimetru od 0.7 mm na svaki milimetar širenja između prvih premolara [26]. Po matematičkom modelu koji su razvili Germane i saradnici širenje od 1mm u donjem intermolarnom rastojanju povećava perimetar za 0,27 mm. Kombinacija širenja od 1mm na intermolarnom i 1 mm u interkaninom rastojanju rezultira povećanjem od 0,93 mm u perimetru; dok istovremeni porast od 1 mm na interkaninom rastojanju i 1 mm u dužini luka dovodi do povećanja od 1,71 mm [27].

Brza palatinalna ekspanzija praćena fiksnim aparatima povećava za 6,0 mm perimetar gornjeg luka i 4,5 mm perimetar donjeg luka [28].

1.1.2.3. Distalizacija

Osnova ove procedure je da se prvi stalni molari pomjere posteriorno. Obično se provodi prije erupcije drugih molara. Ovim postupkom se povećava dužina luka za dužinu iznosa koji je dostigla distalizacija. Pored umjerene tjeskobe, koristi se kod malokluzija II klase i povećanog incizalnog razmaka. Može da se koristi i kao interceptivna metoda za obezbjeđivanje prostora za spontano nicanje ektopičnih očnjaka sa uspjehom u 80% slučajeva. Takođe se može primjenjivati kod sekundarne tjeskobe, gubitka Leeway prostora, za distalizaciju i uspravljanje prvog stalnog molara [29].

U odnosu na vrstu uporišta koje se koristi, aparati za distalizaciju se mogu klasifikovati u dvije grupe: intraoralne i ekstraoralne. Većina tehnika koje se primjenjuju, rezultiraju gubitkom uporišta u vidu proklinacije sjekutića i povećanja incizalnog razmaka, posebno kod pacijenata sa protruzivnim profilom. Distalizaciju je poželjno izbjegavati kod pacijenata koji imaju tanku labijalnu lamelu, zbog rizika od recesija gingive i dehiscencije kosti. Mnoge tehnike distalizacije su ekstruzione prirode zbog čega mogu dovesti do otvaranja zagrizu. Maksimalna distalizacija koja se može dostići sa aparatima sa ekstraoralnim uporištem iznosi od 2-2,5 mm, tako da se ne može primjenjivati ukoliko je nedostatak prostora veći od 6 mm [30].

1.1.2.4. Ekstrakciona terapija

Potreba za ekstrakcijom zuba u okviru ortodontske terapije i danas predstavlja jednu od glavnih polemika i neslaganja u ortodonciji. Glavni razlozi za provođenje ekstrakcione terapije su nedostatak prostora, facijalna estetika, pravilna okluzija i stabilnost postignutih rezultata.

Nedostatak prostora se manifestuje kroz pojavu tjeskobe, zbog negativne oseodentalne diskrepance. Ukoliko taj nedostatak iznosi više od 5 mm, neophodno je uzeti u obzir opciju ekstrakcione terapije. Konstatonis i saradnici su proveli studiju u kojoj su kod 542 pacijenata sa I klasom i graničnim vrijednostima tjeskobe, pokušali da utvrde šta je navelo ortodonte da ekstrahuju zube. Najznačajniji faktor u analizi je izražena tjeskoba u donjem prednjem segmentu [31]. Kao jedan od razloga za ekstrakciju, Gianelli i saradnici tvrde da se dodatni prostor i povećanje dužine luka može pripisati nestabilnoj interkaninoj ekspanziji, i da recipročna ekspanzija mandibule poslije brze palatalne ekspanzije ne bi bila dovoljna da se riješi tjeskoba donjih sjekutića. U slučajevima klase I i II, odluka o ekstrakciji treba da se zasniva na tjeskobi u donjem (dijagnostičkom) luku, s obzirom na to da se njegove perimetarske i interkanine širine ne bi trebalo mijenjati rutinskom ortodontskom terapijom [32].

Jedna od glavnih indikacija za ortodontsku ekstrakciju je postizanje skladnijeg profila kod pacijenata sa pretjeranom konveksnošću lica koja se javlja kod bimaksilarne protruzije zuba. Koncept idealnog profila značajno se mijenjao kroz vrijeme. Dok je prije nekoliko decenija, idealni profil bio ravan ili čak blago retrudiran, sa relativno tankim usnama, u posljednje vrijeme konveksni profili su postali popularniji sa izraženim i naglašenim usnama i širokim osmijehom. Autori se uglavnom slažu da se ekstrakcionom terapijom ne narušava izgled kod pacijenata sa "punijim" profilom, odnosno da je punoća usana direktno povezana sa retrakcijom inciziva [33].

U poređenju profila mekih tkiva nakon terapije 40 ekstrakcionih i 40 neekstrakcionih slučajeva I klase, Kocadereli je zaključio da su ekstrakcije premolara indikovane kada kliničar treba da smanji protruziju usana [34]. Brojne studije su, međutim, pokazale da su ekstrakcije premolara nepredvidive u smislu odgovora mekog tkiva ili usana i odnosa retrakcije maksilarnih inciziva na retrakciju usana. Bowman i Johnston su procjenjivali 70 ekstrakcionih I klase i 50 neekstrakcionih slučajeva I i II klase, koji su imali iste prosječne vrijednosti za protrudiranost

usana prije terapije. Poboljšanje estetike kod ekstrakcione grupe pozitivno je koreliralo sa protruzijom usana, ali u slučajevima kada su usne bile retruzivne, 2-3 mm iza E-ravni (estetske ravni), estetika je bila lošija nakon ekstrakcije. Neekstrakciona terapija je imala mali efekat na estetiku profila kada su meka tkiva bila unutar normalnih granica [35].

U sklopu facijalne estetike, pored profila mekih tkiva, potrebno je analizirati i osmijeh i bukalne koridore. Frush i Fischer su definisali bukalne koridore kao negativni prostor između bukalnih površina bočnih zuba i unutrašnje strane obraza [36]. Neki autori smatraju da pri donošenju odluke o ekstrakciji je veoma važno posmatrati bukalne koridore, naročito prilikom ekstrakcije premolara, što za posljedicu može imati sužavanje zubnog luka, širenje bukalnih koridora i narušavanje izgleda [37]. Sa druge strane, Janson i saradnici su u svom istraživanju došli do zaključka da uz bukalne koridore osmijeh i zubni niz imaju prirodniji izgled, dok njihova odsutnost izgleda vještački. Smataju da ni terapija ekstrakcijom sa četiri premolara, ni bez ekstrakcije nemaju predvidljiv uticaj na estetiku osmijeha, tako da dobro opravdane ekstrakcije nemaju štetne posljedice na izgled lica [38]. Parekh i saradnici su ustanovili da se ortodontima i ispitanicima više sviđa izgled bez ili sa idealnim buklanim koridorima, odnosno da su i oni prihvatljivi ukoliko osmijeh nije preširok. Takođe su ustanovili da njihovo prisustvo nije presudno kada se zubi poslije terapije dovedu u pravilan odnos [39].

Jedan od ključnih faktora za uspjeh ortodonske terapije je dugoročno očuvanje postignutih rezultata na kraju terapije. Kao prednost ekstrakcione terapije se navodi stabilnost koja se postiže kod pacijenata sa tjeskobom i povećanim incizalnim razmakom. Ukoliko se kod ovakvih pacijenata provede neekstrakciona terapija, veoma često se ne dobiju zadovoljavajući rezultati po pitanju estetike, funkcije, zdravlja parodonticijuma i stabilnosti. Međutim, drugi autori tvrde da ekstrakcija zuba nije od presudnog značaja za stabilnost rezultata i da se relaps javlja podjednako i kod ekstrakcione i neekstrakcione terapije [40].

1.1.3. Zatvaranje postekstrakcionog prostora fiksnim ortodontskim aparatima

U kliničkoj proceduri, u svrhu ortodonske terapije, zubi koji se najčešće ekstrahuju su prvi premolari. Ova procedura se najčešće se provodi iz sljedećih razloga:

- izražena tjeskoba sa konveksnim profilom,

- retrakcija gornjih frontalnih zuba zbog korekcije incizalnog stepenika kod klase II/1,
- retrakcija donjih sjekutića kod korekcije nepravilnosti II klase,
- retrakcija gornjih i donjih sjekutića kod bimaksilarne protruzije klase I,
- korekcija sredine zubnog luka.

Najveća prednost ekstrakcije prvog premolara je u strateškoj poziciji, odnosno blizu sjekutića, u centru sredine luka, tako da se može primjenjivati i kod tjeskobe locirane u frontu i bočno. Postiže se bolje uporište u odnosu na ekstrakciju drugog premolara, a kontakt očnjaka i drugog premolara je zadovoljavajući [11].

Zatvaranje postekstrakcionog prostora se vrši dovođenjem susjednih zuba na mjesto ekstrahovanog prvog premolara [5]. Ovaj postupak se može izvršiti na dva načina: u dvije faze, što podrazumijeva prvo pomjeranje očnjaka, a zatim sjekutića ili *en masse* metodom, odnosno retrakcija svih šest prednjih zuba. Postoji mnogo faktora koji utiču na izbor metode, ali istraživanja pokazuju da ne postoji razlika u postignutim rezultatima, pri čemu se mora voditi računa o uporištu [41].

Postoji šest ciljeva prilikom zatvaranja postekstrakcionog prostora:

1. Diferencijalno zatvaranje prostora, odnosno mogućnost retrakcije fronta ili protrakcije bočnog segmenta ili kombinacija,
2. Minimalna saradnja pacijenta, jer ukoliko zatvaranje prostora zavisi o njoj, može doći do manje preciznosti i ograničiti mogućnosti terapije,
3. Kontrola aksijalne inklinacije,
4. Kontrola rotacije i širine luka,
5. Optimalan biološki odgovor, što podrazumijeva brzo pomjeranje zuba uz minimalan bol, oštećenje tkiva i resorpcije korijena,
6. Praktičnost za terapeuta, pri čemu mehanizam za zatvaranje prostora mora biti jednostavan [1].

1.1.4. Biomehanika zatvaranja postekstrakcionog prostora

Pomjeranje zuba prilikom zatvaranja postekstrakcionog prostora predstavlja jedan od najvećih izazova u ortodontskoj terapiji. Što je taj prostor veći, postoji veća mogućnost da se pojave neželjeni efekti. Prostor koji je veći od 4 mm se smatra se veoma zahtjevnim. Za ovu proceduru je neophodna kontrolisana i efikasna sila koja brzo i precizno pokreće zube. Pošto je u kliničkoj praksi nemoguće primjeniti silu na mjestu otpora, ona se obično prenosi preko bravica na zubima i bukalno i okluzalno u odnosu na centar otpora na koji se primjenjuje. Sila koja djeluje na distanci izražava se kao moment sile. Moment sile koji se proizvodi na ovaj način uzrokuje nagnjanje i rotaciju zuba u pravcu primjenjene sile. Kontrolisanje kretanje zuba se može obezbjediti primjenom neutrališućeg momenta sile, koji se odupire primjenjenom momentu sile, pri čemu dolazi do pomjeranja korijena zuba prema ektrakcionom prostoru. Odnos momenta sile i primjenjene sile utiče na kvalitet pomjeranja zuba. Jedan od načina da se ovo spriječi su kukice na bravicama i tubama koje približavaju aplikaciju sile mjestu otpora [42].

1.1.5. Uporište

Uporište se može definisati kao otpor koji pruža pasivna jedinica prema bilo kom tipu neželjenih pokreta kada aktivna jedinica prolazi kroz predviđeno kretanje. Pasivnu jedinicu predstavlja skup zuba koji pruža uporište ili otpor, još se naziva "jedinica za sidrenje", dok aktivnu jedinicu čine zubi ili zub koji se najviše pomjera. U odnosu na potrebe datog slučaja, dijele se u četiri grupe:

1. Apsolutno uporište bez imalo pomjeranja pasivne jedinice
2. Maksimalno uporište sa minimalnim pomjeranjem pasivne jedinice
3. Umjereno (recipročno) uporište sa jednakim pomjeranjem aktivne i pasivne jedinice
4. Minimalno uporište sa većim kretanjem pasivne jedinice.

Da bi se osiguralo jače uporište koriste se pomoćni intra i ekstraoralni elementi. Terapija koja uključuje intraoralne elemente ne zahtjeva posebnu saradnju pacijenta, dok je kod

ekstraoralnih potrebno aktivno učešće pacijenata kroz pridržavanje uputstava za pravilnu i redovnu primjenu [42].

Sandler i saradnici su ispitivali efikasnost transpalatinalnog luka, Nance-ovog dugmeta i headgere-a kod 78 pacijenata kod kojih je bilo neophodno primjeniti maksimalno uporište. Između ove tri metode nisu uočene ni statistički ni klinički značajne razlike, ali je utvrđeno da nijedna od metoda nije bila uspješna u sprečavanju mezijalizacije gornjih molara. U okviru istraživanja, ispitana je percepcija pacijenata u odnosu na primjenjene metode, pri čemu je transpalatinalni luk najprihvatljiviji, najlakše se podnosi i pacijenti bi ga preporučili tokom terapije. Sa Nance-ovim dugmetom su slični utisci, osim nekih tehničkih poteškoća prilikom nošenja. Headgeare je označen kao najneprijatniji sa najvećim poteškoćama kod nošenja, što je uticalo na to da su ga pacijenti u prosijeku nosili tri sata manje od preporučenih četrnaest sati [43].

Zablocki i saradnici su utvrdili da transpalatinalni luk, pored toga što se godinama koristi za derotaciju molara, tork bukalnih korijenova, stabilizaciju zadnje širine i očuvanje leeway prostora, nema veliki značaj u jačanju uporišta. Naime, 30 pacijenata kod kojih je izvršena ekstrakcija četiri prva premolara, podijelili su u dvije grupe, sa i bez primjene transpalatinalnog luka. Utvrđeno je da ne postoji značajna razlika u mezijalizaciji maksilarnih molara, kao i da nema razlike u očuvanju njihovog anterposteriornog i vertikalnog položaja [44].

Posljednjih godina kao uporište se sve više koriste otodontski mini implantati koji predstavljaju alternativnu metodu tradicionalnim oblicima uporišta. Prvi put u praksu ih uvodi Creekmore 1983. od vitalliuma, a Kanomi 1997. godina od titanijuma [45,46]. Vremenom su se usavršavali i kvalitet i tehnika njihove aplikacije što je dovelo do smanjenja njihovog odbacivanja, odnosno povećane stope opstajanja od 80% do 94%. Imaju veliku prednost što se ne postavljaju direktno na zube kao ostali aparati, već se zbog svojih malih dimenzija mogu postavljati intraradikularno, retromolarno, kao i uz srednju palatinalnu suturu [47].

Mini implantati se danas koriste u svakodnevnoj praksi kao ojačanje uporišta, naročito kod primjene ekstrakcione terapije i zatvaranja prostora *en masse* metodom. Monga i saradnici su proveli istraživanje kod 18 pacijenata sa bimaksilarnom protruzijom kod kojih je primjenjena ekstrakciona terapija sa četiri prva premolara, *en masse* metodom i mini implantima kao

indirektnim uporištem. Došli su do zaključka da ukoliko ne postoji mogućnost da se apliciraju direktno, mini implantati se mogu koristiti i indirektno, pošto imaju istu vrijednost u gubitku uporišta [48].

Thiruvengkatachari i saradnici su ispitivali mezijalizaciju molara kod primjene molara i mini implanata za uporište kod retrakcije očnjaka. U ovoj "split mouth" studiji su mini implantati postavljeni sa jedne strane, dok su kao uporište sa druge strane bili molari. Rezultati pokazuju da je na strani molara došlo do gubitka uporišta u prosijeku od 1,6 mm u gornjoj i 1,7 mm u donjoj vilici, dok sa strane mini implanta nije bilo pomjeranja [49].

Prilikom poređenja mini implanata i transpalatinalnog luka kod retrakcije očnjaka u postekstrakcioni prostor, Sharma i saradnici su takođe ustanovili da mini implantati pružaju apsolutno uporište, dok kod transpalatinalnog luka dolazi do mezijalizacije molara za 2,5 mm. Autori preporučuju da se mini implantati postave i pasivno angažuju prije faze ravnjanja i nivelacije [50].

1.1.6. Metode zatvaranja postekstrakcionog prostora

Postoje različite metode za provođenje ove kliničke procedure, a pravilan izbor odgovarajuće može da utiče na ishod terapije. Dvije osnovne metode su klizni mehanizam uz pojavu trenja i mehanizam omči za zatvaranje prostora bez trenja [1].

1.1.7. Klizni mehanizam

Primjena kliznog mehanizma za zatvaranje postekstrakcionog prostora je veoma česta u kliničkoj praksi zbog svoje jednostavnosti. Ova metoda predstavlja mehanizam koji unutar zubnog luka vrši odgovarajuću primjenu i prenos sile [1]. U slučaju ekstrakcije prvih premolara, očnjak se može pomjerati unazad u postekstrakcioni prostor, tako što klizi duž krutog žičanog luka. Idealno bi bilo da se postekstrakcioni prostor zatvori samo translacijom bez ili sa vrlo malo naginjanja. Krutost žice pruža podršku zubu dok se kreće duž žice, kako ne bi došlo do nekontrolisanog naginjanja prilikom primjene sile za zatvaranje prostora. Zub će se naginjati dok se ne ostvari kontakt između žice i suprotnih uglova slota bravice, zatim će se zaustaviti. U tom

momentu dolazi do pomjeranja korijena u istom smjeru u kojem se kreće krunica zuba. Na ovaj način se postiže uravnoteženo kretanje zuba za koje je potrebno manje vremena za uspravljanje korijena zuba prilikom zatvaranja prostora [51]. Kada se očnjak postavi u željenu poziciju, prednji segment sa sjekutićima se može pomjeriti unazad, a višak žice će isklizati iza tuba na molarima [52].

Međutim, efikasnost ove metode može biti smanjena zbog pojave trenja. Trenje predstavlja silu otpora koja se javlja između dvije površine i suprotstavlja se kretanju. Ono nije osnovna sila, već nastaje od elektromagnetnih sila između atoma i određeno je hrapavošću površina koje su u kontaktu, kao i sile kojom su površine dovedene u kontakt. Postoje dvije vrste trenja, kinetičko i statičko. Kinetičko trenje nema važnost u kretanju zuba zato što se u ortodontskoj terapiji veoma rijetko postiže kontinuirano kretanje duž luka. Pomjeranje zuba mehanikom klizanja predstavlja kvazi-statički termodinamički proces, koji se događa polako i prolazi kroz niz stanja koja su blizu ravnoteže. Prilikom tog procesa, sila i otpor klizanju se mijenjaju kako se zub pomjera, tako da se prvo naginje, zatim se dešava biološki odgovor, zub se zatim ispravlja, kost se remodeluje oko korijena i zatim se ponovo naginje [53].

Kusy i Whitley su podijelili otpor na klizanje (resistance to sliding-RS) u 3 komponente:

1. trenje, statičko ili kinetičko (friction FR) zbog kontakta žice sa površinama bravice;
2. vezivanje (binding-BI) koje nastaje kada se zub nagne ili se žica savije, tako da se pojavi kontakt između žice i uglova bravice;
3. urezivanje (notching - NO) kada dođe do trajne deformacije žice u kontaktu sa rubovima bravice, što se često dešava u kliničkim uslovima,

pomjeranje zuba se zaustavlja i nastavlja se tek kad se urez otkloni [54].

Suština je da se mora primijeniti sila koja može savladati otpor klizanja žičanog luka kroz sistem bravica i pomjeriti zube duž žičanog luka [55]. Preporučeno je da ta sila iznosi između 100 i 200 gr/cm², što se smatra biološki prihvatljivim okvirom. Da bismo pomjerali očnjak pomoću kliznog mehanizma, potrebna je sila od 100 gr/cm² za pomjeranje zuba i još dodatnih 100 gr/cm² da se prevaziđe otpor, odnosno trenje [1,56,57]. Studija koju su proveli Koyima i Fukui pokazuje da 60-80% primjenjene sile se izgubi na prevazilaženje trenja prilikom pomjeranja očnjaka kliznim mehanizmom [55].

Postoje brojni faktori koji utiču na otpor koji se javlja kod kliznog mehanizma, odnosno trenje, a mogu se podijeliti u fizičke i biološke činioce. Fizički faktori se, uglavnom, odnose na osobine i dimenzije ortodontskih lukova, bravica, kao i na vrstu ligiranja. Biološki faktori uključuju količinu i prisustvo pljuvačke, plaka i ostataka hrane [53].

Da bi se postiglo efikasno pomjeranje zuba mehanizmom klizanja, naročito kod zatvaranja prostora, neophodno je da radni luk ima što manji koeficijent trenja. Vaughan i saradnici su ustanovili da najmanje trenje proizvode lukovi od nerđajućeg čelika stainless steel-SS), zatim kobalt-hromijum (Co-Cr), nikli-titanijum (NiTi) i na kraju beta-titanijum (β -Ti) lukovi [58]. Kusy i Whitely su ispitivali uticaj hrapavosti materijala ortodontskih lukova. Pokazalo se da najmanju hrapavost imaju SS lukovi, zatim Co-Cr, β -Ti i na kraju NiTi lukovi [59]. Pored vrste materijala, na koeficijent trenja utiču i dimenzije žičanih lukova. Cacciafesta i saradnici su ustanovili da se trenje povećava sa povećanjem dijametra žice bez obzira od kojeg materijala su napravljene [60].

U većini studija, autori su saglasni da bravice od nerđajućeg čelika predstavljaju zlatni standard zbog malog koeficijenta trenja. Međutim, kad se govori o veličini bravica, neki autori smatraju da širina bravica nema nikakvu ulogu u stvaranju trenja, dok drugi tvrde da uže bravice dovode do većeg nagninjenja koje može povećati ugao između luka i slota što dovodi do povećanja otpora kliznom kretanju. Kusy i Whitely su ispitivali kako odnos između različitih vrsta žica i bravica utiče na pojavu trenja. Ustanovili su da čestice β -Ti lukova podliježu hemijskoj adheziji i mehaničkoj abraziji u kontaktu sa čeličnim, a posebno keramičkim bravicama. Druga studija je ustanovila najmanji koeficijent trenja kod SS lukova u kombinaciji sa bilo kojim bravicama zbog akumulacije hrom oksida koji njegovu površinu čini hemijski pasivnom [54,61].

Još jedan fizičko mehanički faktor je odnos bravice i žice koji se formira prema načinu ligiranja. Procjenjuje se da sila ligiranja iznosi od 50-300 g. Upravo zbog toga su istraživanja vezana za žičane ligature kontraverzna. Način njihove primjene, odnosno intenzitet njihovog ligiranja može da proizvede različito trenje. Ukoliko se one vezuju čvršće, trenje se povećava dok labavije ligiranje dovodi do smanjenja otpora. Kod elastičnih ligatura je takođe koeficijent trenja promjenljiv. Tako elastične ligature različitih proizvođača generišu različite sile koje zavise od njihove strukture, promjera i debljine. Hain i saradnici su ispitivali površinu elastičnih

ligatura i došli od zaključka da ligature koje imaju manju površinsku hrapavost, proizvode manje sile trenja [62].

Iako se nameće zaključak da su za klizni mehanizam zlatni standard SS lukovi i SS bravice, i dalje postoje velika ulaganja u tehnološke inovacije kako bi se trenje kod kliznog mehanizma što više smanjilo. Prvi korak je bilo uvođenje samoligirajućih bravica. Iako neke vrste ovih bravica postoje na tržištu još od osamdesetih godina, širu primjenu su pronašle početkom 2000-tih godina. Samoligirajuće bravice imaju inkorporiran klip sa bukalne površine koji zaključava žičani luk u slotu bravice, pretvarajući ga u sistem sličan tubama, zbog čega nema potrebe za ligiranjem, a trenje se značajno smanjuje. Pasivne samoligirajuće bravice imaju klip koji ne vrši aktivan pritisak na luk i ima minimalno trenje, dok kod aktivnih, klip vrši pritisak na lukove većeg promjera prema slotu pri čemu se javlja veće trenje. Međutim, ove bravice imaju i nedostatke u odnosu na konvencionalne, kao što su oštećenje i pucanje bukalnog klipa, poteškoće kod primjene elastičnih lanaca i visoka cijena [63]. Ehsani i saradnici su pregledom literature ustanovili da ne postoje dokazi da samoligirajuće bravice proizvode manje trenje od konvencionalnih u sljedećim kliničkim slučajevima: kod terapije teških i komplikovanih ortodontskih nepravilnosti, kod veoma izraženog naginjanja krunice i korijena zuba, kao i kod primjene četvrtastih čeličnih lukova [64].

Zbog ograničenja koje imaju samoligirajuće bravice, istraživanja se usmjeravaju prema smanjenju trenja uvođenjem novih elastičnih ligatura. Poliuretranske elastične ligature pod imenom Slide su u istraživanju Baccetija i Franchija pokazale značajno manji otpor klizanju, a prednost im je što se mogu selektivno primjenjivati na jednom ili više zuba [65].

Hain i saradnici su ispitivali nove elastične ligature pod fabričkim imenom Metafasix, koje imaju sličnu tehnologiju u procesu proizvodnje stentova koji se ugrađuju kod srčanih oboljenja. Novina je u tome što su elastične ligature obložene sa voodootpornim polimerom, zbog čega su veoma klizave u prisustvu pljuvačke i smanjuju trenje za 60% [62].

Razvijaju se i nove tehnologije za razvijanje novih materijala sa nižim koeficijentom trenja, izmjena dizajna i tretiranje površine lukova i bravica sa legurama i materijalima koji smanjuju trenje. Jedan od takvih postupaka je oblaganje SS i NiTi lukova sa dijamantu sličnim

karbonom (*diamond-like carbon-DLC*), gdje se u toku procesa proizvodnje ovi joni inkorporiraju u površinu žice. Slična *in vitro* istraživanja su dala dobre rezultate i na SS bravicama [66].

Iako su u istraživanjima više zastupljeni fizički i mehanički faktori koji utiču na trenje kod kliznog mehanizma, treba obratiti pažnju i na biološke faktore. Prisustvo pljuvačke utiče na smanjenje trenja što treba uzeti u obzir kada se provode *in vitro* studije. Za klinički rad je ova informacija veoma korisna kada se planira ortodonska terapija kod pacijenata sa kserostomijom ili pacijenata koji uzimaju terapiju koja smanjuje lučenje pljuvačke [67].

Nakupljanje plaka i ostataka hrane na površinu ortodontskih lukova i bravica može da poveća trenje. Na ortodontskim lukovima koji su bili u ustima 8 sedmica formiraju se znatne količine biofilma [68]. Normando i saradnici predlažu proceduru za čišćenje SS lukova koji su dugo bili u oralnom okruženju, 15 sekundi sa ultrazvukom i jednu minutu sa sunderom od čelične vune kako bi se smanjilo statičko trenje [69].

Biodegradacija je još jedan od faktora koji utiče na pojavu trenja kod kliznog mehanizma. Pored biofilma, na korišćenim SS bravicama se mogu uočiti i znakovi korozije, plastične deformacije i zamora materijala. Regis i saradnici su ustanovili da je trenje za 20% manje kod novih, u odnosu na korišćene bravice istog proizvođača [70].

Cadenas-Liano je sa saradnicima izučavala uticaj tipa lica na kliznu mehaniku. Ustanovili su da kod ispitanika sa brachiofacijalnim licem veće trenje između komponenti ortodontskog aparata, značajno duže vrijeme kliženja sa manjim vrijednostima retrakcije u odnosu na dolihofacijalne [71].

U ortodontskoj praksi se koriste različite metode sa kliznim mehanizmom, kao što su: elastični lanci, nikl-titanijumske (NiTi) zatvorene opruge, aktivne ligature i lejs-bek [2,56,57,72].

1.1.7.1. Elastični lanci

Uvedeni su u praksu šezdesetih godina prošlog vijeka i ostali su tradicionalna metoda za retrakciju zuba i uopšte za zatvaranje prostora. I danas su jedna od najčešće primjenjivanih tehnika za zatvaranje prostora zahvaljući lakoj aplikaciji, komfornosti pacijenta i terapeuta

[56,57]. Prvenstveno su sastavljeni od poliestera ili polietera nastalih polimerizacijom guma s višestrukim molekularnim strukturama povezanim nizom uretanskih veza [73].

Prednost elastičnih lanca je što nisu skupi, lako se koriste i mogu se primjeniti na različite kliničke slučajeve. Međutim, moraju se mijenjati svkih 4 do 6 sedmica zbog zadržavanja plaka, otežanog održavanja higijene i očekivanog opadanja sile [74]. Sila koju proizvode elastični lanci, opada ubrzano u prva 24 sata i zatim nastavlja da opada i dalje sve do sljedećeg kontrolnog pregleda, zbog čega se ova sila prije može nazvati intermitentna, nego kontinuirana [57]. Brojne *in vitro* studije govore u prilog ovoj činjenici da u prva 24 sata sila opada od 50-75% sa najvećim gubitkom u prva 24 sata [57,75,76].

Weissheimer i saradnici su proveli *in vitro* studiju u kojoj su ispitivali opadanje sile kod elastičnih lanaca između kontrolnih pregleda. Oni su, takođe, došli do zaključka da sila najviše opada u prva 24 sata, odnosno za 50-55%, i to naročito u prvom satu aktivacije elastičnog lanca, za 31-41% [77].

Buchmann i saradnici su istraživali opadanje sile u odnosu na inicijalno naprezanje 8 različitih elastičnih lanaca tokom 3 sedmice. Ovi lanci su testirani u dvije grupe, u prvoj gupi su bili istegnuti za 50%, a u drugoj za 100% početne dužine i potopljeni u vodu. Mjerenja su izvršena u vremenskim intervalima 0, 2, 8, i 24 sata i 7. i 21. dana. Zaključili su da jačina sile se razlikuje u odnosu na proizvođača, gdje neki pokazuju veliku inicijalnu silu i na 50% i na 100% istezanju. Najveći gubitak sile je bio u prva 24 sata, uz manji gubitak tokom preostalog vremena. Ovaj gubitak u odnosu na inicijalnu silu, nije zavisio od stepena istegnutosti lanca, već isključivo od vrste elastičnog lanca [74] .

Na opadanje sile tokom vremena utiču različiti faktori kao što su tehnika proizvodnje, uslovi sredine, boja i dizajn. Bousquet i saradnici su proučavali uticaj različitih tehnika proizvodnje na opadanje sile. U „split-mouth“ studiji su ispitivali 2 vrste elastičnih lanaca proizvednih na različite načine (ubrizgavanjem materijala u kalupe i isjecanjem iz postojećeg materijala pomoću kalupa) od strane istog proizvođača. Poslije 3 sedmice nije uočena statistički ni klinički značajna razlika u opadanju sile između ove dvije vrste elastičnih lanaca [78]. Međutim, kad su u pitanju različiti proizvođači brojne studije su pokazale da način proizvodnje i

sastav može da utiče na prenos sile [79,80]. Pokazalo da bezbojni elastični lanci, iako brže mijenjaju boju duže zadržavaju određeni nivo sile u odnosu na obojene [81,82,83].

Kada se elastični lanci nađu u usnoj šupljini, počinju da apsorbuju pljuvačku, preboje se i trajno deformišu usljed kidanja unutrašnjih veza. Izloženost pljuvački i oralnoj temperaturi može da smanji mogućnost održavanja istog nivoa sile kroz duži vremenski period. Halimi i saradnici su ispitivali mehaničke osobine različitih elastičnih lanaca u vještačkoj pljuvački i vazduhu. Ustanovili su da prisustvo pljuvačke značajno utiče na smanjenje sile. Postoje brojna istraživanja o uticaju vanjskih faktora koji mogu da dođu u kontakt sa elastičnim lancima u oralnoj sredini [83].

Teixeira i saradnici su ispitivali *in vitro* uticaj kole bez šećera, fosforne i limunske kiseline i utvrdili da ne postoji statistički značajna razlika u mehaničkim i fizičkim osobinama u odnosu na vrstu imerzionog postupka [84]. Natrass i saradnici su takođe ispitivali uticaj kole koja ima veći uticaj na promjenu osobina elastičnih lanaca u odnosu na vodu, dok najveći uticaj ima promjena temperature [85]. Sprovedeno je i više studija o uticaju dezinfekcionih sredstava i vodica za usta sa i bez izbjeljivača. Ustanovljeno je da sve imaju značajan uticaj na opadanje sile koju proizvode elastični lanci [86,87,88,89,90,91].

Pithon i saradnici su ispitivali uticaj sterilizacije na citotoksičnost elastičnih lanaca. Sterilizacija ultravioletnim i gama zracima, kao i etilen oksid ne razvijaju, dok sterilizacija alkoholom 70%, glutaraldehydom, autoklavom i mikrotalasima povećavaju citotoksičnost elastičnih lanaca [92].

Kanuru i saradnici su ispitivali iznos zatvaranja prostora pomjeranjem očnjaka koristeći 4 različita elastična lanca, kao i opadanje sile tokom 6 sedmica. Nakon 3 sedmice izmjerene vrijednosti za zatvaranje prostora su iznosile od 0,75 mm do 1,12 mm, dok poslije 6 sedmica te vrijednosti su iznosile od 1,47 mm do 2,07 mm. Inicijalna sila je iznosila od 228,18($\pm$ 30,21) g do 202,27($\pm$ 43,28) g. Kod svih vrsta elastičnih lanaca je utvrđen značajan pad sile u posmatranom intervalu [93].

Nightingale i saradnici su proveli kliničku studiju kod 22 pacijenta u kojoj su ispitivali 2 metode klizne mehanike za zatvaranje ekstrakcionih prostora, elastične lance i NiTi zatvorene

opruge. Za elastične lance su utvrdili da 59% uzoraka je zadržalo najmanje 50% inicijalne sile, odnosno prosječni gubitak je bio 47% . Takođe su utvrdili da ukoliko se primjeni veća inicijalna sila, da dolazi do bržeg i većeg opadanja rezidualne sile. Prosječno sedmično zatvaranje prostora je iznosilo 0,21 mm [72].

Dixon i saradnici su kod 33 pacijenta ispitivali klizni mehanizam na radnom SS luku 0.019x0.025 in primjenom elastičnih lanaca, aktivnih ligatura i NiTi zatvorenih opruga tokom 4 mjeseca, a kontrolni pregledi su se obavljali na 4 sedmice. Kod 10 pacijenata kod kojih su primjenjeni elastični lanci izmjerene su prosječne vrijednosti zatvaranja postekstrakcionog prostora u iznosu od 0,58 mm mjesečno [56].

Mitra i Kumar su u kliničkoj studiji kod 30 pacijenata ispitali vrijednosti zatvaranja prostora elastičnim lancima i aktivnim ligaturama. U oba slučaja je korišćena sila od 250-300 g, a prostori su mjereni digitalnim kaliperom svakih 6 sedmica. Prosječna vrijednost zatvaranja prostora za elastične lance je iznosila 2,77 mm [94].

Bokas i Woods su primjenom inicijalne sile od 200 g ispitivali kliznu mehaniku kod elastičnih lanaca i NiTi opruga. Kod 12 pacijenata su posmatrali zatvaranje postekstrakcionog prostora sa kontrolama na 28 dana. Mjerenja su izvršena na digitalnim fotografijama dobijenim okluzalnim skeniranjem pomoću odgovarajućeg softvera. Za elastične lance ove vrijednosti su iznosile 1,68 mm mjesečno [95].

1.1.7.2. Nikl titanijumske zatvorene spiralne opruge

Nikl titanijum (NiTi) je u ortodontsku praksu uveden 1971. godine i brzo je stekao veliku popularnost. Nikl titanijumske legure su jedinstvene zato što imaju mogućnost prelaska između dvije različite faze: martenzitnu i austenitnu. Martenzitna faza je stabilnija na nižim temperaturama i višem stepenu naprezanja, dok je austenitna stabilnija na višim temperaturama i nižem nivou naprezanja. Ova sposobnost prelaska iz jedne u drugu fazu omogućava memorisanje oblika i superelastičnost, odnosno osobine koje nemaju drugi stomatološki materijali [96].

Memorisanje oblika predstavlja sposobnost materijala da zapamti svoj originalni oblik nakon plastične deformacije u martenzitnoj fazi i omogućava materijalu da se vrati u originalni oblik poslije prenosa sile. Superelastičnost dozvoljava materijalu da se podvrgne revrzibilnoj promjeni u unutrašnjoj strukturi, poslije definisanog iznosa deformacije, konačno proizvodeći prilično konstantnu silu kad se skrene preko manje ili veće udaljenosti. Ovo omogućava nikl titanijumskoj leguri da prenosi blage kontinuirane sile kroz duži vremenski period [97,98].

Nikl titanijumske (NiTi) opruge se mogu rastegnute od jedne do druge kukice ili preko čeličnih ligatura [72]. U nekoliko *in vivo* studija, NiTi opruge su pokazale da obezbjeđuju brže i pouzdanije zatvaranje prostora. Smatra se da je to zato što više zadržavaju konstantnu silu kroz određeni vremenski period. NiTi opruge su mnogo skuplje, ali se mogu ponovo aktivirati na kontrolnom pregledu [56,57,72].

Tripolt i saradnici su testirali osobine sile koju generišu NiTi zatvorene opruge za zatvaranje prostora. Došli su do zaključka da mogu proizvesti relativno konstantnu silu sa ponovljivim magnitudama za vrijeme deaktivacije. Veoma su termoosjetljivi, tako da jačina sile može da varira na različitim temperaturama u ustima. Međutim, zbog malog raspona i kratkotrajnih temperaturnih promjena u ustima, ovaj uticaj nije značajan. Mala razlika je ustanovljena između jačih (heavy) i srednje jakih (medium) opruga, dok one slabije (light) proizvode sile koje su blizu ciljnih magnituda predstavljenih od strane proizvođača [99].

Uticaj promjene temperature su ispitivali i Espinar-Escalona i saradnici *in vitro* simulirajući dejstvo toplih i hladnih pića i hrane. Rezultati pokazuju da je porast temperature od 18°C izazvao povećanje sile kod opruge od 30%. Međutim, kada se temperatura vrati na 37°C, distrakciona sila se oporavlja blizu početnog nivoa. Nakon hlađenja opruge do 15°C, sila se smanjila za 46%. Međutim, ove promjene ne utiču na superelastične osobine NiTi opruga. Pored uticaja temperature na silu koju generiše opruga, ovo istraživanje pokazuje da sa rastom temperature, potencijal korozije prelazi u negativne vrijednosti i gustina korozije raste, odnosno da viša temperatura brže dovodi do korozije [100].

Javanmardi i saradnici su u *in vitro* studiji ispitivali dejstvo različitih vodica za ispiranje usta na opadanje sile. NiTi opruge su postavljane u inkubator na temperaturu od 37°C na 3 sedmice i dva puta dnevno su uronjene u različite vodice za ispiranje usta. Opadanje sile je

mjereno u različitim intervalima, na početku, poslije 1 sata, 24 sata, 1 sedmice i 3 sedmice pomoću digitalnog dinamometra. Ustanovili su da ova sredstva nemaju nikakvu ulogu na degradaciju sile koju stvaraju NiTi opruge [101].

Pored vodica za ispiranje usta, provedena su brojna istraživanja o uticaju različitih vrsta hrane i pića na degradaciju sile kod NiTi opruga. Zajednički zaključak je da nemaju značajan efekat na fizičke osobine [102,103].

Miles je koristio NiTi zatvorene opruge prilikom zatvaranja ekstrakcionih prostora kod pasivnih samoligirajućih i konvencionalnih bravica ligiranih žičanim ligaturama. Na kontrolnim pregledima, svakih 5 sedmica, izmjereno je zatvaranja postekstrakcionih prostora, pri čemu su ove vrijednosti iznosile za samoligirajuće bravice 1,1 mm, a za konvencionalne 1,2 mm mjesečno [104].

Fang i saradnici su mjerili zatvaranje postekstrakcionih prostora kliznim mehanizmom, NiTi oprugama i aktivnim ligaturama. Kod 42 pacijenta su primjenjene ove dvije metode na radnom SS luku 0.019x0.025 in sa inicijalnom silom od 170 g za zatvaranje prostora. Na kontrolama svake 4 sedmice su mjereni ekstrakcioni prostori do njihovog zatvaranja, a rezultati pokazuju da su prosječne vrijednosti iznosile 1,06 mm mjesečno [105].

Nightingale i Jones su u kliničkoj studiji kod 15 pacijenata mjerili opadanje sile i zatvaranje prostora sa NiTi oprugama. Ustanovili su da sila ubrzano opada u prvih 6 sedmica dok ne dostigne plato. Najmanje 50% inicijalne sile u periodu od 1. do 22. sedmice, zadržalo je 46% uzoraka, dok srednja vrijednost opadanja sile bila 48%. Na sedmičnom nivou, prostor se zatvarao za 0,26 mm [72].

Reddy i saradnici su poredili rezultate primjene NiTi opruga kod samoligirajućih i konvencionalnih bravica kod 20 pacijenata sa bilateralnom ekstrakcijom maksilarnih prvih premolara. Srednja vrijednost zatvaranja postekstrakcionog prostora je bila za 0,89 mm kod samoligirajućih bravica, dok je kod konvencionalnih je iznosila 0,87 mm mjesečno, s tim da je rotacija očnjaka kod samoligirajućih bila svedena na minimum [106].

Klinička studija koju su proveli Chaudhari i Tarvade obuhvatala je 40 pacijenata kod kojih je analiziran klizni mehanizam kod zatvaranja prostora pomoću NiTi opruga i elastičnih

lanaca u toku 4 mjeseca. U grupi NiTi opruga na mjesečnim mjerenjima su dobijeni sljedeći rezultati: 0,91 mm, 0,91 mm, 0,86 mm i 0,81 mm, što prosječno iznosi 0,87 mm mjesečno [107].

Analizirajući različite metode kliznih mahanizama, Dixon i saradnici su kod 11 pacijenata za zatvaranje 44 postekstrakcionog prostora primjenili NiTi opruge. Za vrijeme 4 mjeseca, koliko je istraživanje trajalo, srednja vrijednost zatvaranja prostora je iznosila 3,23 mm, pri čemu su se 32 prostora u potpunosti zatvorila. Pošto su se mjerenja obavljala jednom mjesečno, rezultati pokazuju da srednja vrijednost za taj vremenski period iznosi 0,81 mm [56].

Khanemasjedia i saradnici su posmatrali zatvaranje postekstrakcionog prostora sa NiTi oprugama i elastičnim lancima, a mjerenja su obavljana poslije prvog, drugog i trećeg mjeseca od početka retrakcije očnjaka. Rezultati za NiTi opruge su na prvom mjerenju iznosili 1,93 mm, na drugom 1,71 mm i na trećem 1,36 mm, što prosječno iznosi 1,67 mm mjesečno [108].

Norman i saradnici su ispitivali da li se u kliničkoj praksi jednako uspješno mogu koristiti i čelične (SS) zatvorene opruge. Postekstrakcioni prostori su mjereni na početku i na kraju njihovog zatvaranja. Rezultati pokazuju da ove vrijednosti za NiTi zatvorene opruge iznose 58 mm/mjesečno, a za SS zatvorene opruge 0,85 mm/mjesečno. Autori preporučuju SS zatvorene opruge zbog sastava njihove legure (74% željezo, 18% hrom i 8% nikl) i posjedovanja osobina kao što su visoka krutost, veliki modul elastičnosti, rastegljivost, otpornost na koroziju i deformaciju. Uz to, vrlo malo rasipaju energiju kroz vrijeme, a zbog odnosa efikasnosti i cijene, predstavljaju alternativu NiTi zatvorenim oprugama [109].

1.1.7.3. Aktivne ligature (*Tie-back*)

Mali elastomerni moduli ili ligature se takođe mogu koristiti za zatvaranje postekstrakcionog prostora. Aktivna ligatura se sastoji od čelične ligature koja se provlači kroz elastični modul, koji se zatim vezuje za kukicu na molaru, a čelična ligatura se vezuje za prednju kukicu, čime se postiže željeno istežanje kako bi se prenijela odgovarajuća sila [57,110].

Ova metoda je jednostavna, ekonomična i kao takva se može rutinski koristiti sa manjim komplikacijama. Stvarna sila koja se dobije od ligature je rezultat primjenjene inicijalne sile,

dužine primjene i količine opadanja sile kroz vrijeme. Fizičke osobine su slične elastomernim lancima i moraju se mijenjati na kontrolnim pregledima [56].

Mohammadi i Mahmoodi su *in vitro* ispitivali opadanje sile kroz vrijeme. Rezultati pokazuju da se u prve tri minute izgubi 11-18% inicijalne sile, dok u prva 24 sata sila opada od 29-63%, nakon čega procenat opadanja se smanjuje. Inicijalna sila se nakon 4 sedmice smanjuje za 62-81% [111].

Oshagh i saradnici su ispitivali uticaj okoline i promjene temperature na opadanje sile kod aktivnih ligatura, elastičnih lanaca i NiTi opruga. Aktivne ligature su pokazale veliku osjetljivost na promjenu okoline, napitaka i vodica za ispiranje usta zbog čega veoma brzo gube inicijalnu silu. Zbog toga se može zaključiti da silu koju proizvode aktivne ligature prije možemo smatrati intermitentnim, nego kontinuiranim [112].

U kliničkoj studiji Dixon i saradnici su mjerili efikasnost aktivnih ligatura prilikom zatvaranja postekstrakcionih prostora u toku 4 mjeseca. Jednom mjesečno, na kontrolnim pregledima su mjerene vrijednosti i ustanovljeno je da ona prosječno iznosi 0,35 mm mjesečno [56].

1.1.7.4 Lejs bek

Da bi spriječili proklinaciju prednjih zuba, McLaughlin i Bennett su u kliničku praksu uveli lejs bek. Ovaj mehanizam predstavlja ligaturnu žicu u obliku broja osam koja se veže za kukicu na posljednjem molaru uključenom u fiksni ortodontski aparat i za kukicu bravice na očnjaku [113]. Veoma često se koristi kao pomoćni mehanizam za vrijeme nivelacione faze terapije. Glavni cilj je da ostvari početnu retrakciju očnjaka u postekstrakcioni prostor, pri čemu se ujedno oslobađa prostor za rasterećenje tjeskobe u frontu i nivelaciju sjekutića bez proklinacije [114]. Smatra se da je lejs bek naročito koristan kod visoko postavljenih ili distalno nagnutih očnjaka, jer bi njihovo mezijalno pomjeranje tokom nivelacije dovelo i do pomjeranja sjekutića. Obično se postavljaju u pasivno stanje, a po potrebi se mogu aktivirati na kontrolnim pregledima. Za izradu lejs beka se koristi veoma mekana i savitljiva žica promjera od 0,09-0,012 in [115,116].

Sueri i Turk su proveli istraživanje u kojem su poredili efikasnost lejs beka i NiTi opruga kod distalizacije očnjaka u početnim fazama terapije. Pokazalo se da lejs bek dovodi do manjih pomjeranja zuba, ali da se postiže bolja kontrola u sagitalnoj, vertikalnoj i transverzalnoj ravni [115].

Irvine i saradnici su ispitivali uticaj lejs beka na anterioposteriorni i vertikalni položaj donjih sjekutića i mezijalno pomjeranje prvog donjeg molara kod pacijenata kod kojih je bila potrebna ekstrakcija prvih premolara u okviru ortodontske terapije. Poredili su dvije grupe, sa i bez lejs beka, pomoću profilnog telerendgenskog snimka sa markerima i studijskih modela. Kod obe grupe je došlo do retroklinacije i ekstruzije donjih sjekutića bez statistički značajne razlike. Kod donjih prvih molara kod kojih je bio primjenjen lejs bek, došlo je do većeg mezijalnog pomjeranja, odnosno do većeg gubitka uporišta. U labijalnom segmentu se tjeskoba smanjila kod obe grupe, kao i dužina zubnih lukova [117].

Uticaj na položaj gornjih sjekutića i mezijalizaciju gornjih prvih molara su ispitivali Usmani i saradnici. U slučajevima kod kojih je korišćen lejs bek, srednja vrijednost retroinklinacije sjekutića je bila 0,5 mm, a bez lejs beka 0,36 mm, dok kod mezijalizacije prvih molara nije bilo statistički značajne razlike. Ukoliko su očnjaci bili distalno nagnuti, sjekutići su se proklinirali, bez obzira da li je primjenjen lejs bek [118].

1.1.8. Mehanizam omči za zatvaranje prostora

Omče koje su inkorporirane u dizajn žičanog luka imaju dvije funkcije: da povećaju raspon luka između bravica i da omoguće zatvaranje i otvaranje prostora u nizu. Osnovna uloga zatvarajućih omči je da prenesu silu preko žičanog luka koja će dovesti do zatvaranja postekstrakcionog prostora [1]. Ukoliko su dobro dizajnirane, proizvode više kontinuirane pokrete zuba, o čemu treba voditi računa prilikom odabira odgovarajućih. Studije koje su posmatrale konstantnost sile navode da kontinuirane sile dovode do većeg pomjeranja zuba [119].

Kako će se zub pomjerati zavisi od primjenjenog sistema sila. Taj sistem podrazumijeva silu i momente sile primjenjene na samu bravicu i stvarno prenošenje sile na parodontcijum. Raspodjela sile je u funkciji centra rotacije zuba i ukoliko se primjeni sila (F) koja ne prolazi kroz centar otpora jedinice koja se pomjera, dovodi do momenta sile (M_F) koji može dovesti do naginjanja zuba. Način pomjeranja zuba se može kontrolisati primjenom suprotnog momenta sile (M). Primjenjeni momenat sile (M) djeluje u suprotnom smjeru od M_F i pomjera zub prema ekstrakcionom prostoru. Omjer momenta sile (M) i primjenjene sile (F) može kvalitativno da utiče na pomjeranje zuba. Retrakciona sila koja se preko omči primjenjuje na aktivnu silu, recipročno djeluje i na reaktivnu jedinicu. Da bi se sačuvalo uporište, poželjno je da se što veća sila primjeni na aktivnu, a što manja na pasivnu jedinicu. Pored uključivanja dodatnog intra i ekstraoralnog uporišta, moguća je primjena drugačijeg M/F omjera aktivne i pasivne jedinice. Ukoliko je M/F omjer veći za zadnje zube, omogućeno je očuvanje uporišta, jer se na ovaj način suprotstavljaju naginjanju. Takođe je veoma bitno da nejednaki momenti sila između aktivne i reaktivne jedinice proizvode vertikalne sile [1].

Osnove mehanike bez trenja koja se primjenjuje kod zatvaranja postekstrakcionih prostora je u tome što se zubi ne pomjeraju klizanjem bravica duž žice, nego sa omčama i oprugama. Kod njihove primjene proizvodi se sila tako što se distalni dio žice provlači kroz tubu i zatim savija prema nazad. Moment sile je određen konfiguracijom žice, preaktivacijom i petljama koje proizvode aktivacioni momenat. Uopšte, više žice gingivalno od brave, povoljniji je aktivacioni momenat i bolji omjer M/F [42].

Osnovne karakteristike retruzionih omči su da omjer M/F , veličina sile i postojanost sile. Odnos M/F određuje centar rotacije zuba za vrijeme pomjeranja i na taj način omogućava translaciju ili naginjanje zuba, kao i pomjeranje korijena. Preko omči se može primjeniti optimalna veličina sile koja može brzo pomjerati zube uz minimalan bol i neprijatnost kod pacijenta i uz malo ili nikakvo oštećenje tkiva. Postojanost sile podrazumijeva održavanje određenog nivoa sile tokom pomjeranja zuba [42].

Karakteristike omči za zatvaranje prostora zavise i od materijala od kojeg je napravljena žica, kao i njenog poprečnog presijeka, razmaka između bravica i pozicije i konfiguracije same omče. Burstone i Koeing su ispitavali uticaj promjene nekoliko parametara na distribuciju sile

koju proizvode omče. Ustanovili su da se smanjenje jačine sile i povećanje momenta potrebnog za kontrolu korijena može postići povećanjem horizontalne dužine, visine i promjera zavoja na omči ili dodavanjem heliksa [120].

Bauschinger-ov efekat je fenomen koji se javlja kod većine polikristalnih metala. On je obično povezan sa uslovima u kojima se snaga metala smanjuje pri promjeni pravca naprezanja. Savijanje žice prilikom oblikovanja omče, treba da bude u istom smjeru za vrijeme njenog formiranja i aktivacije. Ukoliko postoje dva različita dizajna neke omče, pri aktivaciji će se pojaviti različit otpor trajnoj deformaciji žice. Ako su zavoji savijani u istom smjeru, taj otpor će biti veći, nego ukoliko se savija u suprotnim smjerovima [120].

Halazonetis je proveo niz istraživanja o uticaju dizajna omči na generisanje sile. Idealna sila za pomjeranje donjih sjekutića iznosi oko 2,60 N. Rezulati su pokazali da su se ovoj vrijednosti najviše približile omče u obliku suze i to visine 6mm aktivirane 0,5 mm generišući silu od 2,51 N i od 8 mm visine aktivirane 1,0 mm, koje su proizvodile silu od 2,77 N. Omče sa visinom od 7 i 8 mm aktivirane 0,5 mm su imale manje vrijednosti 1,89 i 1,37 N. Povećanjem njihove aktivacije na 1,0, 1,5 i 2,0 mm proizvodile su se značajno veće sile od idealnih vrijednosti. Za gornje sjekutiće, idealna jačina sile iznosi 3,10 N. Omče u obliku suze sa visinama od 7 i 8 mm, kada se aktiviraju 1,0 mm, su indukovale sile od 3,43 i 2,77 N koje su bile najbliže idealnoj vrijednosti. Aktivacije veće od 1,0 mm su proizvodile sile koje su bile veće od idealne vrednosti za sve testirane opruge [121,122].

Postojanost sile koju generiše određena omča u osnovi zavisi od odnosa opterećenja/otklona (*load/deflection*- L/D), koji bi trebao biti što manji. Omče koje imaju manji odnos L/D imaju tendenciju da oslobađaju silu koja je slabija, postojanija i bolje kontrolisana tokom deaktivacije, jer postoji manja varijacija sile za svaki milimetar aktivacije [123]. Oblik omče, inkorporacija heliksa, kao i izmjena sastava ortodontske žice mogu umanjiti odnos L/D [124].

Gajda i Chen su posmatrali efekte dizajna omči na trodimenzionalni ortodontski sistem opterećenja kod dvije vrste omči, u obliku suze i *keyhole* omče. Ustanovili su da obe vrste imaju sličan sistem generisanja sile, sa razlikama u magnitudama u odnosu na njihov dizajn [125].

Obaidi i Sabah su ispitivali uticaj dizajna omči na zatvaranje postekstrakcionog prostora. U istraživanju je ispitivano 8 vrsta različitih omči: vertikalna, vertikalna sa heliksom, T omča, readymade-gotova omča, Poul Gjessing- PG omča, omča u obliku suze, opus i L omča. Srednja vrijednost zatvaranja postekstrakcionog prostora je iznosila od 0,61 mm za gotovu omču do 0,81 mm za vertikalnu omču. Razlike u ovim vrijednostima autori pripisuju jačini sile koju generišu određene sile, kao i njihovoj postojanosti kroz vrijeme [126].

Kao i klizna mehanika, mehanika bez trenja ima svoje prednosti i nedostatke. Zubi se pomjeraju samo do granice do koje je omča aktivirana. Omče za zatvaranje prostora omogućavaju bolju kontrolu pomjeranja zuba, kao i preciznost kod prednjeg i zadnjeg uporišta. Najveća prednost ove mehanike je u tome što nema rasipanja sile na savladavanje trenja i na zube se primjenjuje poznat sistem sila.

Da bi se primjenila metoda zatvaranja postekstrakcionog prostora pomoću retrakcionih omči, potrebno je dobro poznavanje mehanike, jer i manje greške u primjeni mogu proizvesti velike greške u pomjeranju zuba. Zato su i najveći nedostaci vezani za poznavanje i vještinu savijanja omči. Pored toga, pacijenti provedu mnogo više vremena na kontrolnim pregledima, povećan je *chair time*. Same opruge mogu da budu veoma neprijatne za pacijente, naročito ako im je dubina vestibuluma smanjena, kao i otežano održavanje higijene [1].

1.1.9. Metode za mjerenje postekstrakcionog prostora

Mjerenje veličine postekstrakcionog prostora se rutinski sprovodi u kliničkoj praksi kako bi se pratili rezultati primjenjene terapije. Ova mjerenja se izvode i u naučno-istraživačke svrhe, kako bi se ustanovilo koja metoda je najpovoljnija i najefikasnija. Osnovne metode za premjeravanje su: digitalni kaliper koji se koristi indirektno na studijskim modelima ili direktno u ustima pacijenta, fotogrametrija na intraoralnim digitalnim fotografijama ili fotografijama modela i pomoću 3D skeniranih modela.

1.1.9.1. Digitalni kaliper

Studijski modeli od gipsa predstavljaju jedan od najvažnijih segmenata pacijentove dokumentacije. Izrađuju se kako bi poslužili kao dijagnostičko sredstvo za planiranje ortodontske terapije, ali se mogu koristiti i za praćenje rezultata liječenja. Veoma je važno da budu napravljeni na osnovu preciznog otiska. Studijski modeli omogućavaju da se analiza okluzije i mjerenja izvrše lakše i preciznije direktnom metodom. Ova mjerenja se obavljaju pomoću različitih šestara i kalipera sa ugrađenom analognom ili digitalnom skalom uz mogućnost manuelne manipulacije. Na ovaj način se najčešće premjeravaju incizalni razmak i preklop, dužina lukova i transversalni razmaci, kao i analize prostora i disproporcije u veličini zuba. Veoma je važno da tačke premjeravanja budu standardizovane kako bi se dobili precizni i ponovljivi rezultati [127].

Premjeravanje modela predstavlja jedan od osnovnih segmenata dijagnostičke procedure. Ovi podaci usmjeravaju ortodonta kakav će biti plan terapije. Ponekad je potrebno uraditi i kontrolna mjerenja na osnovu situacionih otisaka kako bismo utvrdili dosadašnji napredak i nastavak terapije. Pored mjerenja na studijskim gipsanim modelima, mjerenja digitalnim kaliperom imaju primjenu u svakodnevnoj kliničkoj praksi, kao i u kliničkim istraživanjima [128].

Pošto modeli predstavljaju dio pacijentove zdravstvene dokumentacije, neophodno je njihovo čuvanje i do 11 godina, a zbog njihovih dimenzija i prostora koji zauzimaju potrebno je i skladištenje. Veoma često dolazi do njihovog propadanja, lomljenja i gubitka. Ovi problemi su bili jedan od motiva za pronalaženje alternativnog rješenja za skladištenje dokumentacije. Uvođene su različite tehnike, kao što su holografija, fotografija, fotogrametrija, digitalizovani studijski modeli i u zadnje vrijeme CT skeniranje [129,130].

1.1.9.2. Fotografija

Fotografija predstavlja sastavni dio stomatologije. U stomatološku praksu je uvedena 1840. godine, a najviše zaslugom stomatologa Alexandera Wolcotta koji je izumio i patentirao

kameru i razvio sistem za osvjtljenje fotografskog studija. Thompson i Elde su zabilježili prvi put upotrebu fotografije prije i poslije stomatološkog postupka, a objavljen je i članak koji je predstavljao novinu u stomatologiji i planiranju dijagnoze i liječenja [131].

Fotografija zabilježena na filmu je predstavljala veliki korak naprijed, koji je predstavljen prije više od jednog vijeka, međutim najvažniji napredak za dentalnu fotografiju je bio prelazak na digitalno snimanje. Sredinom 1990. godine se pojavila digitalna fotografija sa digitalnim fotoaparatima koji su bili dostupni na tržištu. Digitalna fotografija opisana je kao slika koja se čuva u kompjuterizovanom formatu datoteke koji se naziva digitalnom datotekom slike. Digitalni fotoaparati imaju brojne prednosti u odnosu na klasične, kao što su neposredna i brza dostupnost korisniku putem računara, trenutne greške mogu se odmah uočiti i ponoviti fotografisanje, ekonomični su jer nema trošenja filmova i njihove obrade, mogu se lako prenijeti elektronskim putem i lako se čuvaju [132].

Za postizanje dobre digitalne dentalne fotografije vrlo je važna standardizacija, odnosno konzistentno osvjtljenje, ekspozicija, pozicioniranje pacijenta, perspektiva, dubina polja i pozadina. Fotografije treba skladištiti i predstaviti na odgovarajući način radi njihove upotrebe u publikacijama [133]. Osnovni cilj dentalne fotografije je dokumentacija stomatološke terapije koja uključuje fotografije koje prikazuju stanje na početku i na kraju, proces i njene faze. Na ovaj način fotografije se mogu koristiti u razne svrhe, kao što je komunikacija sa pacijentom, prezentacija slučaja, predavanja, dijagnostika i plan terapije [134].

Uz razvoj digitalne fotografije, pojavila se i inovacija u oblasti stomatologije koja se naziva fotogrametrija kroz koju se geometrijska svojstva predmeta mogu odrediti iz fotografija i koja je dokazala svoju korisnost u ortodonciji za proučavanje trodimenzionalne okluzije zubnih lukova, zuba i njihovih dimenzija. Fotogrametriju Chadwick definiše kao umjetnost, nauku i tehnologiju dobijanja pouzdanih informacija o fizičkim objektima kroz procese snimanja, mjerenja i interpretacije fotografskih slika [135]. Zbog jednostavnosti, ekonomičnosti i bez opasnosti od zračenja, fotogrametrija na standardizovanim fotografijama se koristi u svakodnevnoj ortodontskoj praksi.

U dijagnostičkoj proceduri, primjenjuju se i ekstraoralne i intraoralne standardizovane fotografije. Ekstraoralne fotografije se prije svega koriste za procijenu estetike i usklađenosti lica, ali se na njima mogu primjeniti softverske fotogrametrijske analize. Postoje brojna istraživanja u kojima se proučavaju tačke, uglovi i linearna mjerenja na profilnim i *an face* fotografijama [139-141].

Ackerman i Ackerman su izvršili analizu osmjeha u programu pod nazivom SmileMesh koji je mjerio 15 karakteristika osmjeha [142]. Sodagar i saradnici su dizajnirali softver za analizu osmjeha [143], a McLaren i saradnici su opisali različite aplikacije digitalne stomatologije uz pomoć Photoshop® softvera [144].

Okluzalna fotogrametrijska analiza može se koristiti kao dodatak analizi studijskih modela i za procjenu napretka liječenja. U slučajevima kada se koriste aparati za širenje, fotogrametrijsko mjerenje interkaninog rastojanja, prednje i zadnje širine mogu se periodično koristiti za kvantitativno praćenje da bi se utvrdila promjena u toku liječenja. Mogu se takođe primjeniti i za mjerenje meziodistalne dimenzije zuba i u izračunavanju Boltonove nepodudarnosti, kao i za planiranje korekcije odstupanja od srednje linije [145].

Nedostatak fotografija i je što pružaju dvodimenzionalne slike trodimenzionalne strukture. Postoje neke tehnike koje koriste računarsku tomografiju, magnetnu rezonancu, različite vrste skenera da bi se stvorila trodimenzionalna rekonstrukcija lica ili tridimenzionalni digitalni studijski modeli [146].

1.1.9.3. 3D skeniranje modela

Uvođenje digitalnih modela je opravdano postalo alternativa gipsanim modelima, zato što su prevazišli njihove glavne nedostatke, kao što su fizička oštećenja, skladištenje i čuvanje modela. Informacija o digitalnom modelu, zauzima veoma malo prostora na kompjuteru, lako se skladište i brzo su dostupne. Pošto su u elektronskom obliku, nisu ograničene lokacijom, lako se mogu kopirati i prezentovati. Prednost im je i u tome što se njima može virtuelno manipulirati, uvećati i precizno prikazati presjeci modela. Zbog svih navedenih mogućnosti koje pružaju,

danas se koriste u različite svrhe, kao što je svakodnevni klinički rad, komunikacija sa pacijentom i kolegama, obrazovni i naučni rad. Jedini nedostatak im je cijena, zato što zahtjevaju primjenu posebne opreme i pratećih softvera.

Trenutno postoje tri metode za produkovanje 3D modela:

1. Lasersko skeniranje gipsanih modela ili alginatnih otisaka
2. CBTC skeniranje i CBCT skeniranje gipsanih modela i alginatnih otisaka
3. Direktno intraoralno skeniranje zuba [147].

U ortodonciji je od suštinske važnosti za svaku metodu procjene studijskog modela da pruži tačnost i ponovljivost u mjerenju širine i rastojanja između zuba. Da bi se utvrdila pouzdanost, preciznost i ponovljivost mjerenja na digitalnim, u odnosu na gipsane modele provedeno je mnogo studija. Istraživanja su se zasnivala na linearnim mjerenjima širine zuba, rastojanja između specifičnih i nespecifičnih tačaka, ortodontskih analiza i indeksa [148].

Czarnota i saradnici su na 20 gipsanih modela radili linearna mjerenja direktno kaliperom i njihovom digitalizacijom pomoću 3D desktop skenera sa odgovarajućim softverom. Više od polovine linearnih mjerenja značajno se razlikovalo kada su izvođene na gipsanim modelima u odnosu na digitalne modele. U većini slučajeva, mjerenja na digitalnim modelima su imala manje vrijednosti u poređenju sa direktnim mjerenjima digitalnim kaliperom. Međutim, srednje razlike i uključene sistematske greške su bile male i u granicama kliničke prihvatljivosti. Na osnovu ovih rezultata je zaključeno da je ova metoda za mjerenje parametara na digitalnim modelima pouzdana i validna za upotrebu u kliničkoj praksi [149].

Flugge i saradnici su ispitivali preciznost intraoralnog skenera u kliničkim uslovima i ekstraoralno digitalizovanih modela. Ustanovljeno je da je preciznost intraoralnog skenera značajno manja, prvenstveno zbog faktora koji su vezani za rad na pacijentu, kao što je prisustvo pljuvačke i smanjen prostor za manipulaciju. Međutim, ova metoda se može klinički upotrebljavati za planiranje terapije [150].

Veoma važan segment prilikom planiranja ortodontske terapije je i prostorna analiza. Leifert i saradnici su ispitivali mogućnost primjene analize prostora na gipsanim i 3D modelima. Ukupan uzorak je činilo 25 studijskih modela koji su digitalizovani, a mjerenja za prostornu

analizu su provedena direktno digitalnim nonijusom i odgovarajućim softverom za 3D modele. Uočena je statistički veoma značajna greška između ove dvije metode prilikom mjerenja za prostornu analizu u gornjem zubnom luku. Greška je iznosila $<0,5$ mm, što nema značaj kod kliničke primjene [151].

Lippold i saradnici su proveli retrospektivnu studiju analizirajući 66 studijskih modela sa mliječnom i ranom mješovitom denticijom. CBCT skenerom su dobijene trodimenzionalne slike koje su analiziran DigiModel™ softverom, dok su direktna mjerenja na modelima izvršena pomoću digitalnog nonijusa. Pomoću 6 anatomskih tačaka, urađeno je 11 mjerenja, pri čemu je ustanovljena statistička greška od $<0,7$ mm. Najveće razlike su uočene kod najmanjih rastojanja [152].

Prilikom analize i plana terapije pored preciznosti, poželjno bi bilo da se poveća brzina mjerenja modela. Mullen i saradnici su na 30 studijskih modela mjerili dužinu zubnih lukova i provodili Boltonovu analizu direktnom metodom i softverski na 3D modelima. Za Boltonovu analizu nije uočena razlika, dok kod mjerenja dužine luka je ustanovljena statistički značajna razlika između ove dvije metode. Vrijeme koje je bilo potrebno da se izvedu mjerenja i analize pomoću softvera je bilo kraće za 65 sekundi, što je imalo i statistički i klinički značaj [153].

Stevenson i saradnici su izvršili vrednovanje, pouzdanost i ponovljivost mjerenja veličine zuba, Boltonove analize i PAR-indeksa (*Peer Assessment Rating*) na gipsanim modelima i na njihovim digitalnim kopijama. Kod 24 ispitanika sa 8 različitih tipova ortodontskih nepravilnosti, uzeti su otisci i na gipsanim modelima izvedena mjerenja pomoću digitalnog nonijusa preciznosti 0,01 mm, dok su na digitalnim modelima ove radnje obavljane odgovarajućim softverom. Analizom dobijenih rezultata su ustanovili da ne postoji razlika u kliničkoj primjeni između direktnog mjerenja na studijskim modelima i softverskog mjerenja na digitalnim modelima [154].

Napredak tehnologije je omogućio da se procedurom intraoralnog skeniranja dobiju digitalni studijski modeli. Yoon i saradnici su kod 58 pacijenata sa umjerenom i izraženom tjeskobom izvršili intraoralno skeniranje i klasično uzimanje otisaka za studijske modele. Linearna mjerenja širine, dužine i segmenata luka i širine zuba su na standardnim studijskim modelima obavljana pomoću digitalnog nonijusa preciznosti 0,01 mm, a softverski za digitalne

modele. Na kraju studije je zaključeno da se digitalni modeli mogu koristiti za mjerenja kojim se utvrđuje stepen izraženosti tjeskobe. Vrijednosti mjerenja kod 3D modela su bile manje, nego kod direktnog mjerenja i autori preporučuju da se kod kliničke primjene ta činjenica uzme u obzir [155].

1.1.10. Mjerenje sile pomoću dinamometra

Ortodontsko pomjerenje zuba zahtjeva primjenu kontinuirane sile kroz određeni vremenski period, pri čemu se efikasnost povećava ukoliko se jačina sile održi što duže [82,83]. U odnosu na trajanje, fiksnim ortodontskim aparatima se mogu proizvesti dvije vrste sila: kontinuirane i diskontinuirane. Kontinuirane pokazuju isti nivo u toku 24 sata, i trend neznačajnog pada između kontrolnih pregleda. Diskontinuirane sile naglo padaju, tako da se pri sljedećoj kontroli nalaze na nuli [2].

U zavisnosti od veličine sile koja se primjenjuje, mogu se pojaviti različite vrste resorpcije u zonama pomjerenja zuba. Ukoliko se primjenjuju jake sile, može doći do nekroze okolnog tkiva i podminirajuće resorpcije sa zonama hijalinizacije i dovesti do zadržavanja u pomjerenju zuba. Primjenom blagih kontinuiranih sila, dolazi do glatkog kretanja zuba uz pojavu poželjnog oblika resorpcije, odnosno frontalne resorpcije [156].

Rezultati brojnih istraživanja pokazuju da blage kontinuirane sile obezbjeđuju optimalan sistem sila za pomjerenje zuba na biološki prihvatljiv način bez neželjenih efekata. Ortodontsko pomjerenje zuba zahtjeva primjenu kontinuirane sile kroz određeni vremenski period, pri čemu se efikasnost povećava ukoliko se jačina sile održi što duže [157,158].

Sprovedena su brojna istraživanja za mjerenje sile koju proizvode mehanizmi koji služe za zatvaranje prostora. U laboratorijskim studijama se koriste razne vrste fiksiranih mjerača sile koji su najčešće montirani na postolje i služe za ispitivanaja kompresije i zatezanja. Mjerenje sile u kliničkim uslovima je ograničeno na mali prostor, tako da se za intraoralna mjerenja koriste prenosni dinamometri. Oni uglavnom funkcionišu po principu guranja i vučenja (push and pull).

2. HIPOTEZA

Nikl titanijumske (NiTi) spiralne opruge su najefikasniji mehanizam zatvaranja postekstrakcionog prostora u toku terapije fiksnim ortodontskim aparatima.

3.CILJ

OSNOVNI CILJ:

Utvrđiti koji mehanizam je najefikasniji za zatvaranje postekstrakcionog prostora fiksnim ortodontskim aparatima u biološki prihvatljivim okvirima.

BLIŽI CILJEVI:

1. Klinički ispitati brzinu zatvaranja postekstrakcionog prostora fiksnim ortodontskim aparatima primjenom različitih mehanizama.
2. Utvrđiti da li postoji razlika u brzini zatvaranja postekstrakcionih prostora u gornjoj i donjoj vilici.
3. Utvrđiti razliku između inteziteta inicijalne sile, na početku, i rezidualne sile na kraju aktivne faze dejstva mehanizama zatvaranja postekstrakcionog prostora u toku terapije fiksnim ortodontskim aparatima.

4.MATERIJAL I METOD RADA

Istraživanje je provedeno na Medicinskom fakultetu-studijski program stomatologija Univerziteta u Banjaluci i Klinici za ortopediju vilica Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu, uz saglasnost Etičkog komiteta Zavoda za stomatologiju. Trajanje istraživanja je iznosilo 24 mjeseca.

4.1. Ispitanici

Na početku istraživanja je izvršen izbor ispitanika među pacijentima koji prvi put dolaze na pregled. Nakon kliničke obrade pacijenata (anamneza, klinički pregled, uzimanje otisaka, analiza studijskih modela, analiza ortopantomografskog i telerendgenskog snimka), potencijalni ispitanici, koji ispunjavaju inkluzione kriterijume, su bili informisani o istraživanju, nakon čega su potpisali informisani pristanak. Ukupan uzorak na početku istraživanja iznosio je 140 postekstrakcionih prostora:

a. Ispitanici su morali ispunjavati sljedeće kriterijume:

a) Inkluzioni kriterijumi:

- Uzrast pacijenta od 12-20 godina na početku terapije,
- Nema kontraindikacija za ortodontsku terapiju,
- Bez drugih ekstrakcija (osim premolara),
- Gornji i donji fiksni aparat (Roth preskripcija, slot 0,022 in),
- Pismeni pristanak ispitanika ili roditelja.

b) Ekskluzioni kriterijumi:

- Nedostatak jednog ili više zuba (osim trećih molara),
- Rascjep nepca ili neki od kraniofacijalnih sindroma,
- Loša oralna higijena,
- Razvojne anomalije zuba,
- Pacijenti koji neredovno dolaze na kontrole,
- Pacijenti koji su prethodno bili u terapiji fiksnim ortodontskim aparatima.

Ispitanici koji su imali lošu higijenu, uz redovno odljepljivanje bravica i neredovne kontrole su bili isključeni iz istraživanja (16 postekstrakcionih prostora). U fazi nivelacije i ravnanja došlo je do potpunog ili nepotpunog (<1 mm) zatvaranja postekstrakcionog prostora (6 prostora). Na kraju je posmatrani uzorak iznosio 118 postekstrakcionih prostora. Ispitanici su metodom slučajnog izbora bili raspoređeni u 3 grupe prema mehanizmu koji se primjenjivao za zatvaranje postekstrakcionog prostora:

Grupa 1: Elastični lanaci - 38 postekstrakcionih prostora

Grupa 2: NiTi zatvorene spiralne opruge - 40 postekstrakcionih prostora

Grupa 3: Omče (teardrop - "Bool loop") za zatvaranje prostora- 40 postekstrakcionih prostora

4.2. Dizajn aparata

Poslije ekastrakcije prvih premolara, ispitanicima je postavljen gornji i donji fiksni aparat (Dentaurum, Discovery, Roth preskripcija, slot 0,022 in) nakon čega je izvršena nivelacija i ravnanje sa NiTi lukovima okruglog i četvrtastog presjeka, čeličnog četvrtastog luka prije postavljanja čeličnog luka 0,019x0,025 in. U toku ove faze ispitanici su pozivani na kontrolne preglede na četiri sedmice. Na ovim pregledima aplicirani su žičani lukovi prema utvrđenom redoslijedu, promjenjene ligaturne gumice i provjereno da li ima oštećenja na samom aparatu. Na kraju ove faze, čelični luk 0,019x0,025 in je pasivno stajao u slotovima bravica najmanje 4 sedmice, nakon čega su aplicirani odgovarajući mehanizmi za zatvaranje postekstrakcionih prostora. Svi podaci i terapijske procedure na kontrolnim pregledima su zabilježeni u kartonima ispitanika.

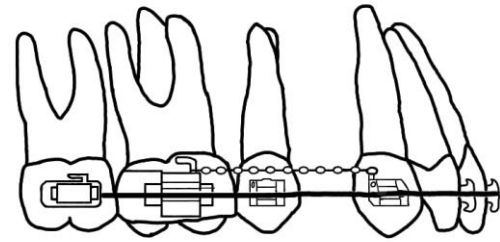
Mehanizmi su se aplicirali na sljedeći način:

Grupa 1: Elastični lanci (American Orthodontics, USA) (slika 1)

Elastični lanac je postavljan tako da povezuje kukicu na tubi prvog molara i kukicu braveice na očnjaku, pri čemu je rastegnut na približno dvostruku početnu dužinu (slika 2). Na kontrolnim pregledima je zamjenjen novim.



Slika 1. Elastični lanac American Orthodontics



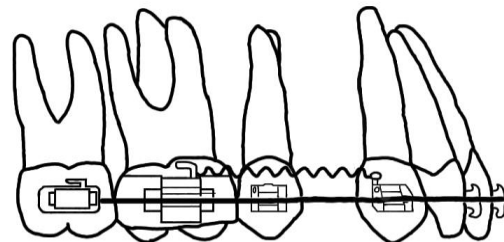
Slika 2. Način postavljanja elastičnog lanca

Grupa 2: NiTi spiralne opruge (American Orthodontics, USA) (slika 3)

NiTi spiralne opruge su postavljane od kukice na tubi prvog molara do kukice bravice na oćnjaku, pri čemu opruge nisu bile istegnute više od 9 mm (slika 4). Ukoliko je opruga bila prekratka, korišćena je žičana ligatura za povezivanje sa kukicom bravice na molaru. Za vrijeme terapije opruga je aktivirana na kontrolnim pregledima.



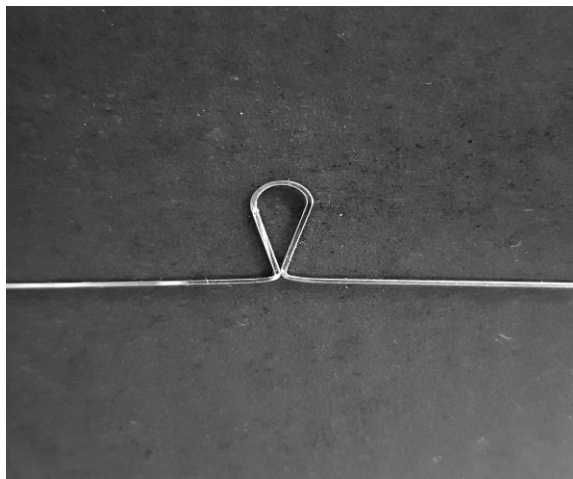
Slika 3. NiTi opruge American Orthodontics



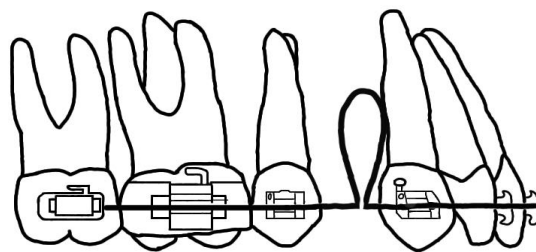
Slika 4. Način postavljanja NiTi opruga

Grupa 3: Omče za zatvaranje prostora (slika 5)

Na četvrtastom čeličnom luku su neposredno iza očnjaka oblikovane i aktivirane omče u obliku suze (teardrop) ili pod drugim nazivom "Bool" omče za zatvaranje prostora (slika 6). Na kontrolnim pregledima, je obavljena ponovna aktivacija omči.



Slika 5. Omča u obliku suze (teardrop)



Slika 6. Način postavljanja omče

4.3. Mjerenja

Postekstrakcioni prostori su posmatrani tokom 6 mjeseci od početka njihovog zatvaranja. Kontrolni pregledi su se obavljali svake 4 sedmice uz provjeru da li je došlo do oštećenja apliciranih mehanizama i izvršena njihova aktivacija.

Na kontrolnim pregledima su se obavljale dvije vrste mjerenja:

1. Mjerenje najkraćeg rastojanja između očnjaka i drugog premolara,
2. Mjerenje sile na početku i kraju aktivne faze.

4.3.1. Mjerenje rastojanja između očnjaka i drugog premolara

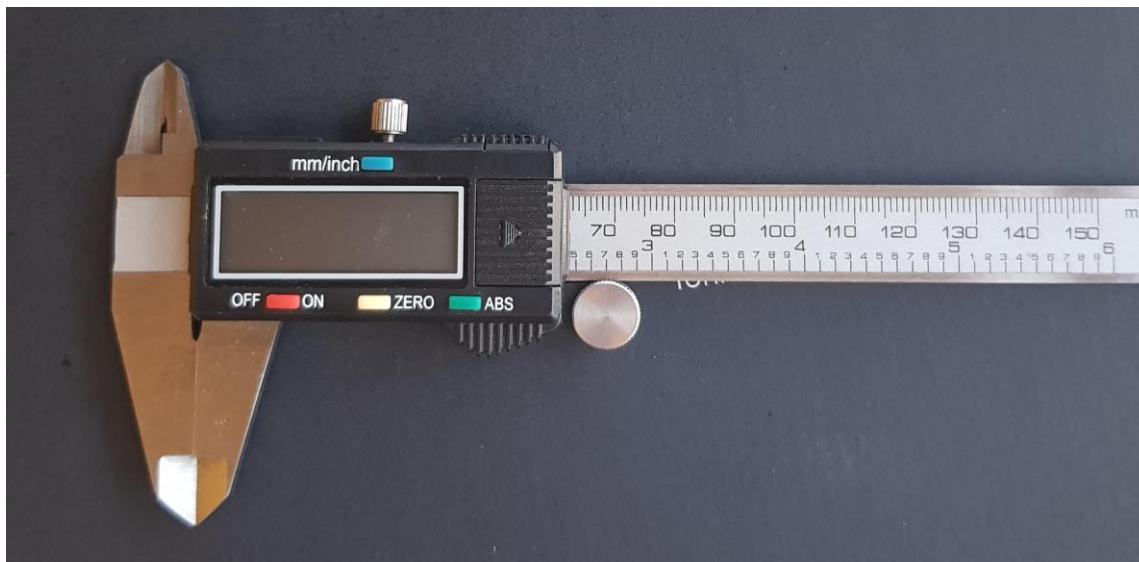
Ovim mjernjem su dobijeni podaci o iznosu pomjeranja očnjaka, odnosno zatvaranja postekstrakcionog prostora. Na svakom kontrolnom pregledu je mjereno najkraće rastojanje od distalne površine očnjaka do mezijalne površine drugog premolara u vremenskim intervalima od 4 sedmice:

- T_0 - na početku zatvaranja postekstrakcionog prostora
- T_1 - poslije 4 sedmice
- T_2 - poslije 8 sedmica
- T_3 - poslije 12 sedmica
- T_4 - poslije 16 sedmica
- T_5 - poslije 20 sedmica
- T_6 - poslije 24 sedmice

Mjerenje rastojanja između očnjaka i drugog premolara se obavljalo na 3 načina:

1. digitalnim kaliperom
2. fotogrametrijom
3. 3D-skenerom

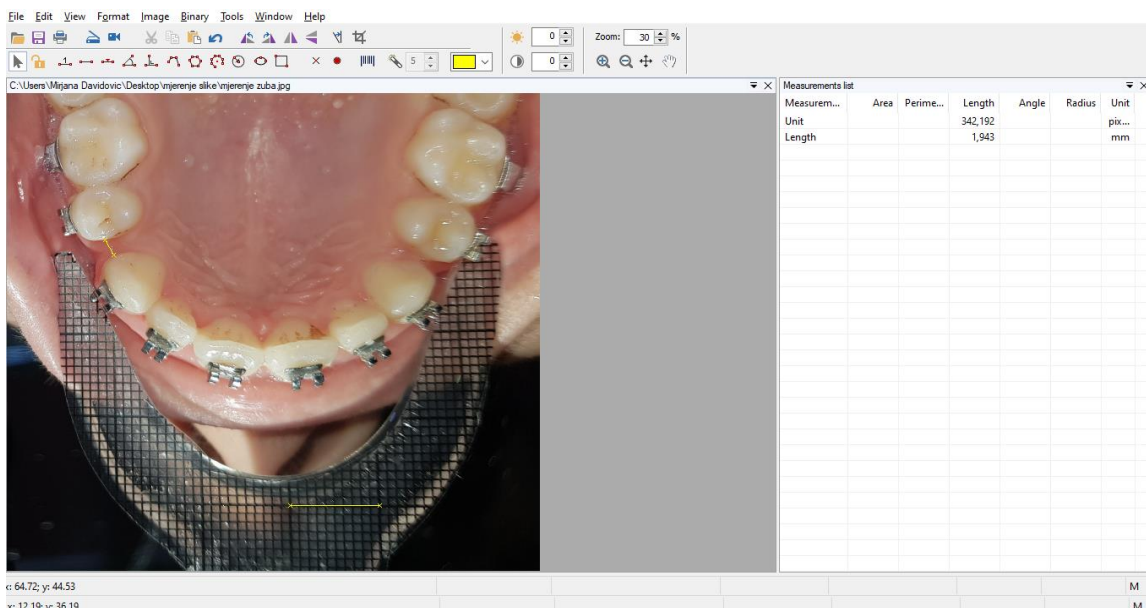
1. Digitalnim kaliperom preciznosti 0,01mm (slika 7), na kontrolnim pregledima (T_0 - T_6), direktnom metodom je izmjereno maksimalno rastojanje od distalne površine očnjaka do mezijalne površine drugog premolara. Ova mjerenja su obavljana za svaki postekstrakcioni prostor 3 puta naizmjenično. Referentna vrijednost je predstavljala srednju vrijednost ova 3 mjerenja.



Slika 7. Digitalni kaliper preciznosti 0,01mm

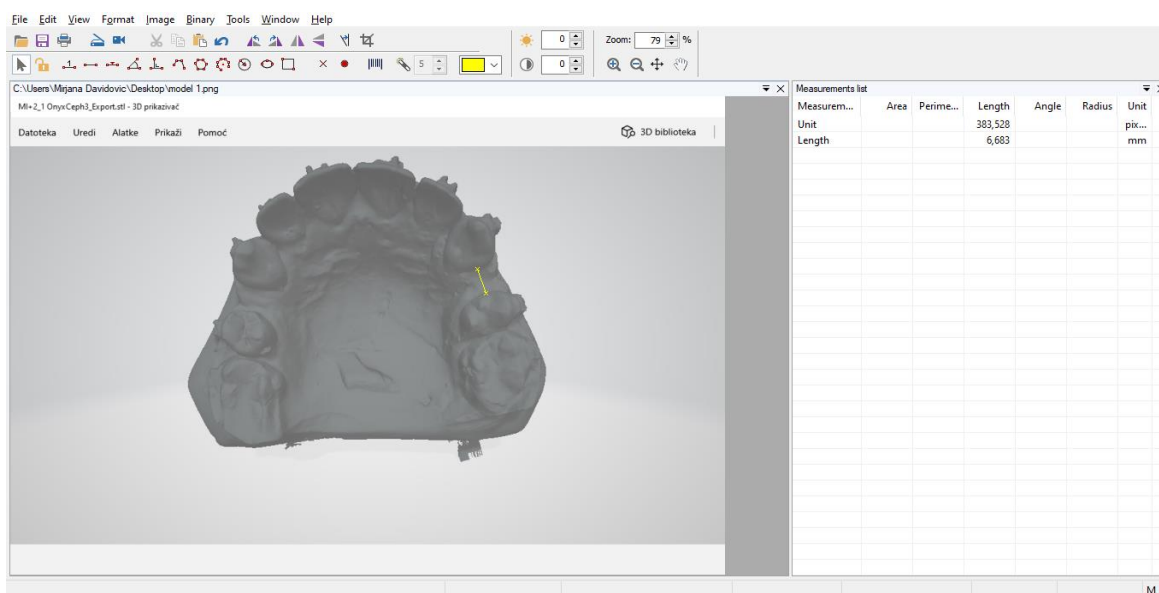
2. Kod fotogrametrijske metode korišćen je fotoaparat (EOS 750D Body), makro objektiv (EF 100 mm/2,8 IS USM) i blic u obliku prstena (macro Ring Lite MR-14 EXII) ravno okluzalno ogledalo i retraktor za okluzalno fotografisanje sa milimetarskom skalom. Fotografisanjem na kontrolnim pregledima (T_0 - T_6), su dobijene standardizovane okluzalne fotografije za gornji i donji zubni luk. Prilikom fotografisanja, ogledalo se oslanjalo na suprotni zubni luk, dok je retraktor bio postavljen paralelno sa zubnim nizom koji se fotografiše. Mjerenja su obavljana 3 puta naizmjenično, a referentna vrijednost je predstavljala srednju vrijednost ova 3 mjerenja.

Milimetarska skala na retraktoru je omogućila da se rezultati mjerenja softverski očitaju kompjuterskim programom Digimizer za analizu i obradu fotografije (slika 8). Pomoću ovog programa, dobijeno je linearno mjerenje u pikselima. Zatim je očitani broj piksela u jednom centimetru koji se nalazio na retraktoru sa milimetarskom skalom. Na ovaj način, jedan centimetar segmenta fotografije, mjeren u pikselima, se koristio kao parametar da se broj piksela na realnoj fotografiji konvertuje u centimetre. Sva mjerenja u pikselima su se kroz kompjuterski program konvertovali u milimetre.



Slika 8. Mjerenje postekstrakcionog prostora pomoću fotografije

3. Na kontrolnim pregledima su uklonjeni žičani lukovi iz slotova bravica kako bi se alginatnom masom uzeli otisci gornjeg i donjeg zubnog niza, koji su isti dan izliveni u gipsane studijske modele. Dobijeni modeli su skenirani orthoX[®] 3D (Dentaurum, Germany) skenerom, dok su mjerenja izvršena softverski (slika 9), pomoću kompjuterskog programa Digimizer obavljana 3 puta naizmjenično, a referentna vrijednost je predstavljala srednju vrijednost ova 3 mjerenja.



Slika 9. Mjerenje postekstrakcionog prostora pomoću skenera

4.3.2. Mjerenje sile na početku i na kraju aktivne faze

Na kontrolnim pregledima su izvršena mjerenja inicijalne sile na početku i rezidualne sile u opservacionom periodu. Jačina sile je mjerena dinamometrom (Force Gauge Dynamometer, White Oak, USA) (slika 10).



Slika 10. Dinamometar (Force Gauge Dynamometer, White Oak, USA)

Mjerenja su se vršila na početku i na kraju aktivne faze:

- T_0 - na početku zatvaranja postekstrakcionog prostora prilikom aktivacije,
- T_1 - poslije 4 sedmice na kraju prve i početku druge aktivacije,
- T_2 - poslije 8 sedmica na kraju druge i početku treće aktivacije,
- T_3 - poslije 12 sedmica na kraju treće i početku četvrte aktivacije,
- T_4 - poslije 16 sedmica na kraju četvrte i početku pete aktivacije,
- T_5 - poslije 20 sedmica na kraju pete i početku šeste aktivacije,
- T_6 - poslije 24 sedmice na kraju šeste aktivacije mehanizama za zatvaranje postekstrakcionih prostora.

Za statističku obradu podataka korišćen je paket IBM SPSS Statistics 24.0. Numerička obilježja su prikazana putem srednjih vrednosti (aritmetička vrijednost) i mjera varijabiliteta (standardna devijacija, opseg vrijednosti). Atributivna obilježja su prikazana korišćenjem frekvencija i procenata. Za ispitivanje razlike u vrijednostima u dva vremenska intervala korišćen je t test za zavisne uzorke. Ispitivanje razlike na numeričkim varijablama mjerenih u šest vremenskih intervala korišćena je jednofaktorska analiza varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA).

Kao multivarijanta tehnika korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Ovom statističkom tehnikom ispitano je da li pojedine promjenljive imaju statistički značajnog uticaja na promjenu razmaka među zubima. Pirsonov koeficijent korelacije korišćen je kako bi se ispitala povezanost dvije numeričke varijable.

Statistički zanačajnim je smatrana vrijednost nivoa značajnosti $p < 0,05$. Za grafičko prikazivanje dobijenih podataka korišćen je Excel.

5.REZULTATI ISTRAŽIVANJA

5.1. Socio-demografske karakteristike ispitanika

Analizirano je ukupno 47 pacijenata. Od tog broja 12 (25,5%) su ispitanici muškog pola, a 35 (74,5%) ženskog pola (tabela 1).

Tabela 1. Zastupljenost ispitanika po polu

	Frekvencija	Procenat (%)
Muški	12	25,5
Ženski	35	74,5
Total	47	100

Starost ispitanika iznosila je od Min=12 godina do Max=20 godina. Prosječna starost ispitanika iznosi 16,21±2,07 godina (tabela 2).

Tabela 2. Prosječna starost ispitanika

	N	Min	Max	M	SD
Starost	47	12	20	16,21	2,07

N-broj ispitanika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

5.2. Deskriptivni pokazatelji opštih podataka

Kod 47 ispitanika analizirano je 118 ekstrakcionih prostora: 39% gore desno, 39% gore lijevo, 11% dole desno i 11% dole lijevo (tabela 3).

Tabela 3. Zastupljenost ekstrakcionih prostora

	Frekvencija	Procenat (%)
Gore desno	46	39,0
Gore lijevo	46	39,0
Dole desno	13	11,0
Dole lijevo	13	11,0
Total	118	100,0

U cilju zatvaranja postekstrakcionih prostora, korišćena su tri mehanizma: elastični lanac, NiTi opruge i omče za zatvaranje. Od ukupnog broja ekstrakcionih prostora, za 32,2% kao

metoda korišćen je elastični lanac, za 33,9% korišćene su NiTi opruge, dok je u istom procentu (33,9%) korišćena omča (tabela 4).

Tabela 4. Zastupljenost vrste mehanizma

	Frekvencija	Procenat (%)
Elastični lanac	38	32,2
NiTi opruge	40	33,9
Omče	40	33,9
Total	118	100,0

5.3. Rezultati analize uticaja pola na zatvaranje postekstrakcionih prostora

Analizirano je da li pol i godine utiču na smanjenje razmaka između zuba, odnosno promjenu vrijednosti tokom šest vremenskih interval. Ispitano je ne samo da li je došlo do smanjenja prostora između zuba, već da li se to smanjenje statistički značajno razlikuje u odnosu na pol.

Srednje vrijednosti pokazuju da je kod ženskih ispitanika na početku mjerenja razmak bio $T_1=5,30\pm1,01$ mm, a na kraju mjerenja $T_6=0,36\pm0,47$ mm. Kod muških ispitanika na početku mjerenja prosječan razmak među zubima iznosio je $T_1=5,10\pm0,99$ mm, a na kraju mjerenja $T_6=0,38\pm0,56$ mm (tabela 5).

Tabela 5. Prosječna brzina pomjeranja zuba u odnosu na pol mjerena digitalnim kaliperom

		M	SD
T₁ digitalni kaliper	Muški	5,10	0,99
	Ženski	5,30	1,01
	Total	5,25	1,00
T₂ digitalni kaliper	Muški	4,12	0,99
	Ženski	4,28	1,02
	Total	4,25	1,00
T₃ digitalni kaliper	Muški	3,13	1,08
	Ženski	3,24	0,93
	Total	3,21	0,96
T₄ digitalni kaliper	Muški	2,28	0,97
	Ženski	2,25	0,84
	Total	2,26	0,87
T₅ digitalni kaliper	Muški	1,30	0,74
	Ženski	1,17	0,64
	Total	1,20	0,66
T₆ digitalni kaliper	Muški	0,38	0,56
	Ženski	0,36	0,47
	Total	0,37	0,49

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Uticaj pola je analiziran kombinovanom analizom varijanse (SPANOVA). Pol statistički značajano ne utiče na promenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova $\lambda=0,913$, $F=0,858$, $p \geq 0,05$). Razmak je mjereno digitalnim kaliperom. Dakle, utvrđeno je da se razmak među zubima mjereno digitalnim kaliperom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od pola (tabela 6).

Tabela 6. Uticaj pola na brzinu pomjeranja zuba mjerenih digitalnim kaliperom

Wilks' Lambda	F	p	η^2
0,913	0,858	0,517	0,087

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Uvidom u srednje vrijednosti mjerene fotografijom, dolazimo do zaključka da je kod ispitanika ženskog pola na početku mjerenja T_1 razmak bio $5,23 \pm 1,02$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,34 \pm 0,45$ mm, dok je kod muških ispitanika na početku mjerenja prosječan T_1 razmak među zubima iznosio je $5,23 \pm 1,02$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,36 \pm 0,54$ mm (tabela 7).

Tabela 7. Prosječna brzina pomjeranja zuba u odnosu na pol mjerena fotografijom

		M	SD
T₁ fotografija	Muški	4,99	0,94
	Ženski	5,23	1,02
	Total	5,17	1,00
T₂ fotografija	Muški	4,07	1,02
	Ženski	4,14	1,11
	Total	4,12	1,08
T₃ fotografija	Muški	3,09	1,10
	Ženski	3,16	0,93
	Total	3,14	0,96
T₄ fotografija	Muški	2,21	0,98
	Ženski	2,19	0,84
	Total	2,20	0,87
T₅ fotografija	Muški	1,21	0,73
	Ženski	1,11	0,64
	Total	1,13	0,66
T₆ fotografija	Muški	0,36	0,54
	Ženski	0,34	0,45
	Total	0,34	0,47

M - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Za testiranje uticaja pola korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Pol statistički značajano ne utiče na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena

(Wilksova lambda=0,928, F=0,701, $p \geq 0,05$). Može se zaključiti da se razmak među zubima mjeren fotografijom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od pola (tabela 8).

Tabela 8. Uticaj pola na brzinu pomjeranja zuba mjerenih fotografijom

Wilks' Lambda	F	p	η^2
0,928	0,701	0,625	0,072

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Analizom srednje vrijednosti mjerene skenerom, zaključeno je da je kod žena na početku mjerenja T_1 razmak bio $5,36 \pm 1,00$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,36 \pm 0,47$ mm. Kod muškaraca na početku mjerenja T_1 prosječan razmak među zubima iznosio je $5,08 \pm 0,98$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,37 \pm 0,56$ mm (tabela 9).

Tabela 9. Prosječna brzina pomjeranja zuba u odnosu na pol mjerena skenerom

		M	SD
T₁ skener	Muški	5,08	0,98
	Ženski	5,36	1,00
	Total	5,29	1,00
T₂ skener	Muški	4,13	1,00
	Ženski	4,32	1,02
	Total	4,28	1,01
T₃ skener	Muški	3,15	1,11
	Ženski	3,28	0,94
	Total	3,25	0,97
T₄ skener	Muški	2,29	1,00
	Ženski	2,28	0,84
	Total	2,28	0,87
T₅ skener	Muški	1,32	0,75
	Ženski	1,21	0,62
	Total	1,23	0,65
T₆ skener	Muški	0,37	0,56
	Ženski	0,36	0,47
	Total	0,36	0,49

M - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Kombinovanom analizom varijanse (SPANOVA) je testiran uticaj pola na pomjeranje zuba, a razmak je mjereno skenerom. Rezultati pokazuju da pol ne utiče statistički značajano na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,880, F=1,205,

$p \geq 0,05$). Odnosno, može se zaključiti da se razmak među zubima mjeren skenerom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od pola (tabela 10).

Tabela 10. Uticaj pola na brzinu pomjeranja zuba mjerenih skenerom

Wilks' Lambda	F	p	η^2
0,880	1,205	0,323	0,120

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

5.4. Rezultati analize uticaja starosti na zatvaranje postekstrakcionog prostora

Analiziran je uticaj starosti na promjenu razmaka među zubima. Ispitanici su podijeljeni u dvije starosne kategorije: 12 do 15 godina (39% ispitanika pripada ovom stratumu) i 16 do 20 godina (61% ispitanika pripada ovom stratumu).

Razmak je mjeren digitalnim kaliperom, a analizom srednje vrijednosti, dolazimo do zaključka da je kod ispitanika starosti 12 do 15 godina, na početku mjerenja prosječan razmak iznosio $5,43 \pm 1,13$ mm, a na kraju mjerenja $0,55 \pm 0,50$ mm. Kod ispitanika starosti 16 do 20 godina, na početku mjerenja prosječan razmak među zubima iznosio je $5,19 \pm 0,97$ mm, a na kraju mjerenja $0,31 \pm 0,47$ mm (tabela 11).

Tabela 11. Prosječna brzina pomjeranja zuba kod različitih starosnih kategorija mjerena digitalnim kaliperom

		M	SD
T ₁ digitalni caliper	12 - 15	5,43	1,13
	16 - 20	5,19	0,97
	Total	5,25	1,00
T ₂ digitalni caliper	12 - 15	4,53	1,27
	16 - 20	4,16	0,91
	Total	4,25	1,00
T ₃ digitalni caliper	12 - 15	3,71	1,19
	16 - 20	3,06	0,84
	Total	3,21	0,96
T ₄ digitalni caliper	12 - 15	2,59	1,02
	16 - 20	2,16	0,80
	Total	2,26	0,87
T ₅ digitalni caliper	12 - 15	1,44	0,69
	16 - 20	1,13	0,65
	Total	1,20	0,66
T ₆ digitalni caliper	12 - 15	0,55	0,50
	16 - 20	0,31	0,47
	Total	0,37	0,49

M - aritmetička sredina; *SD* - standardna devijacija;

Za testiranje uticaja starosti korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Rezultati pokazuju da uzrast ispitanika statistički značajano ne utiče na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,840, $F=1,719$, $p \geq 0,05$). Utvrđeno je da se razmak među zubima mjeren digitalnim kaliperom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od starosti (tabela 12).

Tabela 12. Uticaj starosnih kategorija na brzinu pomjeranja zuba mjerenih digitalnim kaliperom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,840	1,719	0,150	0,160

F - SPANOVA; p - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Uvidom u srednje vrijednosti mjerene fotografijom, dolazimo do zaključka da je kod ispitanika starosti 12 do 15 godina na početku mjerenja T_1 prosječan razmak iznosio $5,40 \pm 1,13$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,50 \pm 0,47$ mm. Kod ispitanika starosti 16 do 20 godina na početku mjerenja T_1 prosječan razmak među zubima iznosio je $5,09 \pm 0,96$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,29 \pm 0,45$ mm (tabela 13).

Tabela 13. Prosječna brzina pomjeranja zuba kod različitih starosnih kategorija mjerena fotografijom

		M	SD
T₁ fotografija	12 – 15	5,408	1,132
	16 – 20	5,096	0,962
	Total	5,170	1,002
T₂ fotografija	12 – 15	4,458	1,261
	16 – 20	4,019	1,011
	Total	4,123	1,078
T₃ fotografija	12 – 15	3,625	1,201
	16 – 20	2,991	0,836
	Total	3,140	0,960
T₄ fotografija	12 – 15	2,518	0,999
	16 – 20	2,099	0,811
	Total	2,197	0,867
T₅ fotografija	12 – 15	1,379	0,704
	16 – 20	1,056	0,630
	Total	1,132	0,656
T₆ fotografija	12 – 15	0,500	0,475
	16 – 20	0,291	0,459
	Total	0,340	0,466

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Kombinovana analiza varijanse (SPANOVA) je korišćena za ispitivanje uticaja starosti ispitanika na zatvaranje postekstrakcionog prostora, a za mjerenje razmaka primjenjena je fotografija. Statistički starost značajano ne utiče na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,859, $F=1,480$, $p \geq 0,05$). Može se zaključiti da se razmak među zubima mjeren fotografijom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od starosti (tabela 14).

Tabela 14. Uticaj starosti na brzinu pomjeranja zuba mjerenih fotografijom

Wilks' Lambda	F	p	η^2
0,859	1,480	0,215	0,141

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Srednje vrijednosti mjerene skenerom, pokazuju da je kod ispitanika starosti 12 do 15 godina na početku mjerenja T_1 prosječan razmak iznosio $5,45 \pm 1,15$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,51 \pm 0,49$ mm. Kod ispitanika starosti 16 do 20 godina na početku mjerenja T_1 prosječan razmak među zubima iznosio je $5,24 \pm 0,95$ mm, a na kraju mjerenja T_6 $0,32 \pm 0,49$ mm (tabela 15).

Tabela 15. Prosječna brzina pomjeranja zuba kod različitih starosnih kategorija mjerenih skenerom

		M	SD
T_1 skener	12 – 15	5,45	1,15
	16 – 20	5,24	0,95
	Total	5,29	1,00
T_2 skener	12 – 15	4,53	1,26
	16 – 20	4,20	0,92
	Total	4,28	1,01
T_3 skener	12 – 15	3,70	1,21
	16 – 20	3,11	0,86
	Total	3,25	0,97
T_4 skener	12 – 15	2,58	1,02
	16 – 20	2,19	0,81
	Total	2,28	0,87
T_5 skener	12 – 15	1,43	0,68
	16 – 20	1,17	0,63
	Total	1,23	0,65
T_6 skener	12 - 15	0,51	0,49
	16 - 20	0,32	0,49
	Total	0,36	0,49

M - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Za testiranje uticaja starosti korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Starost ne utiče statistički značajano na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,869, F=1,325, $p \geq 0,05$) (tabela 16).

Tabela 16. Uticaj starosnih kategorija na brzinu pomjeranja zuba mjerenih skenerom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,869	1,325	0,271	0,131

F - SPANOVA; p - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Dakle, utvrđeno je i da se razmak među zubima mjeren skenerom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od starosti.

5.5. Rezultati analize položaja ekstrakcionih prostora

Ispitano je i da li lokacija ekstrakcionog prostora, a u okviru tri različita mehanizma ima uticaja na smanjenje razmaka među zubima.

Prvo su predstavljene prosječne vrijednosti smanjenja ekstrakcionih prostora tokom šest vremenskih intervala za svaki ekstrakcioni prostor ponaosob u okviru korišćenih mehanizama. Prostor između zuba mjereno je digitalnim kaliperom (tabela 17 i tabela 18).

Tabela 17. Prosječna brzina pomjeranja gornjih i donjih ekstrakcionih prostora mjerenih digitalnim kaliperom (T₁-T₃)

			M	SD
T ₁ digitalni caliper	Elastični lanac	Gore desno	6,03	0,54
		Gore lijevo	5,35	1,02
		Dole lijevo	4,77	
		Total	5,58	0,89
	NiTi opruge	Gore desno	5,82	0,89
		Gore lijevo	6,21	0,73
		Dole desno	6,27	0,28
		Dole lijevo	7,19	0,00
		Total	6,25	0,77
	Omče	Gore desno	4,39	0,42
		Gore lijevo	4,46	0,70
		Dole desno	5,01	0,56
		Dole lijevo	4,65	0,47
		Total	4,54	0,55
T ₂ digitalni caliper	Elastični lanac	Gore desno	5,01	0,37
		Gore lijevo	4,27	1,08
		Dole lijevo	4,01	
		Total	4,55	0,89
	NiTi opruge	Gore desno	4,45	0,66
		Gore lijevo	5,24	0,56
		Dole desno	5,37	0,28
		Dole lijevo	6,48	0,00
		Total	5,21	0,85
	Omče	Gore desno	3,35	0,36
		Gore lijevo	3,29	0,62
		Dole desno	4,37	0,56
		Dole lijevo	3,90	0,43
		Total	3,58	0,59
T ₃ digitalni caliper	Elastični lanac	Gore desno	3,97	0,26
		Gore lijevo	3,09	1,16
		Dole lijevo	3,59	
		Total	3,47	0,94
	NiTi opruge	Gore desno	3,13	0,25
		Gore lijevo	3,93	0,75
		Dole desno	4,70	0,09
		Dole lijevo	5,10	0,00
		Total	3,99	0,87
	Omče	Gore desno	2,36	0,38
		Gore lijevo	2,46	0,72
		Dole desno	3,68	0,56
		Dole lijevo	2,87	0,41
		Total	2,66	0,66

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Tabela 18. Prosječna brzina pomjeranja gornjih i donjih ekstrakcionih prostora mjerenih digitalnim kaliperom (T₄-T₆)

			M	SD
T₄ digitalni caliper	Elastični lanac	Gore desno	2,94	0,44
		Gore lijevo	2,33	0,91
		Dole lijevo	3,35	
		Total	2,64	0,78
	NiTi opruge	Gore desno	2,24	0,21
		Gore lijevo	3,09	0,34
		Dole desno	3,03	0,28
		Dole lijevo	3,97	0,00
		Total	2,94	0,66
	Omče	Gore desno	1,38	0,41
		Gore lijevo	1,45	0,52
		Dole desno	2,56	0,50
		Dole lijevo	2,03	0,45
		Total	1,68	0,60
T₅ digitalni caliper	Elastični lanac	Gore desno	1,52	0,54
		Gore lijevo	1,30	0,72
		Dole lijevo	2,66	
		Total	1,48	0,69
	NiTi opruge	Gore desno	1,05	0,21
		Gore lijevo	1,70	0,63
		Dole desno	1,56	0,28
		Dole lijevo	2,11	0,00
		Total	1,53	0,53
	Omče	Gore desno	0,65	0,38
		Gore lijevo	0,65	0,49
		Dole desno	1,68	0,56
		Dole lijevo	1,03	0,44
		Total	0,86	0,54
T₆ digitalni caliper	Elastični lanac	Gore desno	0,43	0,38
		Gore lijevo	0,36	0,67
		Dole lijevo	1,42	
		Total	0,46	0,59
	NiTi opruge	Gore desno	0,22	0,28
		Gore lijevo	0,62	0,58
		Dole desno	0,37	0,24
		Dole lijevo	1,09	0,00
		Total	0,52	0,47
	Omče	Gore desno	0,11	0,34
		Gore lijevo	0,18	0,46
		Dole desno	0,55	0,52
		Dole lijevo	0,31	0,32
		Total	0,23	0,40

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Nakon toga je ispitano da li lokacija (gornji desno, gornji lijevo, donji desno, donji lijevo) ima uticaj na smanjenje prostora između zuba. Za testiranje uticaja primjenjena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Statistička značajnost ovog testa ukazuje da statistički zanačajan uticaj lokacije postoji (Wilksova lambda=0,305, F=3,571, p=0,000), te da je ovaj uticaj velik ($\eta^2=0,327$) (tabela 19).

Tabela 19. Uticaj lokacije ekstrakcionog prostora na brzinu pomjeranja prostora mjenog digitalnim kaliperom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,305	3,571	0,000	0,327

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Prostor između zuba mjen je i fotografijom, a predstavljene su prosječne vrijednosti smanjenja ekstrakcionih prostora tokom šest vremenskih intervala za svaki ekstrakcioni prostor posebno u okviru korišćenih mehanizama (tabela 20 i tabela 21).

Tabela 20. Prosječna brzina pomjeranja gornjih i donjih ekstrakcionih prostora mjenih fotografijom (T₁-T₃)

		M	SD
T₁ fotografija	Elastični lanac	Gore desno	5,94
		Gore lijevo	5,18
		Dole lijevo	4,79
		Total	5,45
	NiTi opruge	Gore desno	5,74
		Gore lijevo	6,17
		Dole desno	6,26
		Dole lijevo	7,18
		Total	6,21
	Omče	Gore desno	4,30
		Gore lijevo	4,39
		Dole desno	4,94
		Dole lijevo	4,62
		Total	4,47
	Elastični lanac	Gore desno	4,48
		Gore lijevo	4,22
		Dole lijevo	3,82
		Total	4,30
T₂ fotografija	Elastični lanac	Gore desno	4,41
		Gore lijevo	5,15
		Dole desno	5,28
		Dole lijevo	6,39
		Total	5,13
	NiTi opruge	Gore desno	3,26
		Gore lijevo	3,23
		Dole desno	4,32
		Dole lijevo	3,86
		Total	3,51
	Omče	Gore desno	3,84
		Gore lijevo	3,05
		Dole lijevo	3,55
		Total	3,40
T₃ fotografija	Elastični lanac	Gore desno	3,12
		Gore lijevo	3,91
		Dole desno	4,60
		Dole lijevo	4,93
		Total	3,93
	NiTi opruge	Gore desno	2,27
		Gore lijevo	2,38
		Dole desno	3,64
		Dole lijevo	2,79
		Total	2,58
	Omče	Gore desno	0,27
		Gore lijevo	1,17
		Dole lijevo	3,55
		Total	0,93

M - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Tabela 21. Prosječna brzina pomjeranja gornjih i donjih ekstrakcionih prostora mjerenih fotografijom (T₄-T₆)

			M	SD
T₄ fotografija	Elastični lanac	Gore desno	2,91	0,43
		Gore lijevo	2,25	0,91
		Dole lijevo	3,34	
		Total	2,59	0,80
	NiTi opruge	Gore desno	2,17	0,21
		Gore lijevo	3,03	0,38
		Dole desno	3,00	0,27
		Dole lijevo	3,82	0,05
		Total	2,87	0,64
	Omče	Gore desno	1,32	0,38
		Gore lijevo	1,38	0,53
		Dole desno	2,52	0,52
		Dole lijevo	1,95	0,46
		Total	1,62	0,60
T₅ fotografija	Elastični lanac	Gore desno	1,43	0,49
		Gore lijevo	1,24	0,73
		Dole lijevo	2,49	
		Total	1,40	0,67
	NiTi opruge	Gore desno	1,03	0,20
		Gore lijevo	1,66	0,66
		Dole desno	1,48	0,19
		Dole lijevo	2,05	0,06
		Total	1,48	0,53
	Omče	Gore desno	0,60	0,39
		Gore lijevo	0,58	0,50
		Dole desno	1,61	0,58
		Dole lijevo	0,95	0,41
		Total	0,79	0,54
T₆ fotografija	Elastični lanac	Gore desno	0,41	0,40
		Gore lijevo	0,34	0,63
		Dole lijevo	1,39	
		Total	0,44	0,57
	NiTi opruge	Gore desno	0,15	0,21
		Gore lijevo	0,60	0,56
		Dole desno	0,30	0,16
		Dole lijevo	1,01	0,03
		Total	0,47	0,45
	Omče	Gore desno	0,11	0,34
		Gore lijevo	0,17	0,46
		Dole desno	0,50	0,51
		Dole lijevo	0,29	0,30
		Total	0,22	0,39

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Analizirano je da li lokacija (gornji desno, gornji lijevo, donji desno, donji lijevo) ima ulogu u smanjenju prostora između zuba. Za testiranje uticaja korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Statistička značajnost ovog testa ukazuje da statistički zanačajan uticaj lokacije postoji (Wilksova lambda=0,373, F=2,853, p=0,001), i da je ovaj uticaj velik ($\eta^2=0,280$) (tabela 22).

Tabela 22. Uticaj lokacije ekstrakcionog prostora na brzinu pomjeranja prostora mjerenih fotografijom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,373	2,853	0,001	0,280

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Prikazane su i prosječne vrijednosti smanjenja ekstrakcionih prostora tokom šest vremenskih intervala za svaki ekstrakcioni prostor u okviru korišćenih mehanizama. Prostor između zuba mjeren je skenerom (tabela 23 i tabela 24).

Tabela 23. Prosječna brzina pomjeranja gornjih i donjih ekstrakcionih prostora mjerenih skenerom (T₁-T₃)

		M	SD
T ₁ skener	Elastični lanac	Gore desno	6,03
		Gore lijevo	5,29
		Dole lijevo	4,85
		Total	5,56
	NiTi opruge	Gore desno	5,76
		Gore lijevo	6,20
		Dole desno	6,32
		Dole lijevo	7,25
		Total	6,25
	Omče	Gore desno	4,40
		Gore lijevo	4,52
		Dole desno	5,02
		Dole lijevo	4,91
		Total	4,62
T ₂ skener	Elastični lanac	Gore desno	5,04
		Gore lijevo	4,29
		Dole lijevo	3,95
		Total	4,57
	NiTi opruge	Gore desno	4,47
		Gore lijevo	5,25
		Dole desno	5,35
		Dole lijevo	6,46
		Total	5,21
	Omče	Gore desno	3,33
		Gore lijevo	3,38
		Dole desno	4,34
		Dole lijevo	3,89
		Total	3,60
T ₃ skener	Elastični lanac	Gore desno	3,96
		Gore lijevo	3,16
		Dole lijevo	3,64
		Total	3,51
	NiTi opruge	Gore desno	3,24
		Gore lijevo	3,98
		Dole desno	4,68
		Dole lijevo	5,07
		Total	4,03
	Omče	Gore desno	2,32
		Gore lijevo	2,50
		Dole desno	3,70
		Dole lijevo	2,93
		Total	2,68

M - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Tabela 24. Prosječna brzina pomjeranja gornjih i donjih ekstrakcionih prostora mjerenih skenerom (T₄-T₆)

			M	SD
T ₄ skener	Elastični lanac	Gore desno	2,99	0,44
		Gore lijevo	2,32	0,93
		Dole lijevo	3,42	
		Total	2,66	0,81
	NiTi opruge	Gore desno	2,23	0,10
		Gore lijevo	3,02	0,32
		Dole desno	3,09	0,33
		Dole lijevo	3,97	0,03
		Total	2,93	0,65
	Omče	Gore desno	1,32	0,40
		Gore lijevo	1,54	0,52
		Dole desno	2,61	0,48
		Dole lijevo	2,02	0,45
		Total	1,70	0,62
T ₅ skener	Elastični lanac	Gore desno	1,42	0,50
		Gore lijevo	1,30	0,73
		Dole lijevo	2,58	
		Total	1,43	0,68
	NiTi opruge	Gore desno	1,15	0,12
		Gore lijevo	1,76	0,61
		Dole desno	1,49	0,19
		Dole lijevo	2,09	0,08
		Total	1,56	0,49
	Omče	Gore desno	0,65	0,37
		Gore lijevo	0,73	0,54
		Dole desno	1,62	0,55
		Dole lijevo	1,26	0,60
		Total	0,93	0,58
T ₆ skener	Elastični lanac	Gore desno	0,43	0,43
		Gore lijevo	0,35	0,65
		Dole lijevo	1,51	
		Total	0,46	0,60
	NiTi opruge	Gore desno	0,16	0,22
		Gore lijevo	0,67	0,57
		Dole desno	0,31	0,16
		Dole lijevo	1,04	0,03
		Total	0,50	0,47
	Omče	Gore desno	0,11	0,34
		Gore lijevo	0,20	0,49
		Dole desno	0,56	0,53
		Dole lijevo	0,29	0,30
		Total	0,23	0,40

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Ispitana je uloga lokacije (gornji desno, gornji lijevo, donji desno, donji lijevo) na smanjenje prostora između zuba. Za testiranje tog uticaja korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Statistička značajnost ovog testa ukazuje da postoji statistički zanačajan uticaj lokacije (Wilksova lambda=0,415, F=2,429, p=0,005), te da je ovaj uticaj veliki ($\eta^2=0,254$) (tabela 25).

Tabela 25. Uticaj lokacije ekstrakcionog prostora na brzinu pomeranja prostora mjerenih skenerom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,415	2,429	0,005	0,254

F - SPANOVA; p - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

5.6. Rezultati analize zatvaranja postekstrakcionog prostora kliznim mehanizmom

U okviru ovog istraživanja primjenjene su dvije metode kliznog mehanizma za zatvaranje postekstrakcionog prostora, elastični lanac i NiTi zatvorene opruge.

5.6.1. Rezultati analize zatvaranja postekstrakcionog prostora kliznim mehanizmom, metoda elastični lanac

Nakon ispitanih razlika u razmacima između zuba tokom 6 vremenskih intervala, ispitane su promjene koje se dešavaju i pod uticajem određenog mehanizma za zatvaranje postekstrakcionog prostora. Prvo je analizaran uticaj elastičnog lanca, a obzir su uzeta sva tri načina mjerenja (digitalni kaliper, fotografija i skener).

Za testiranje razlike između svih vremenskih intervala u kojima je mjeren postekstrakcioni prostor korišćen je testom za višestruka poređenja (Tukey test). Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Dakle, upotrebom metode elastičnog lanca, prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosio je $4,14 \pm 1,47$ mm, a u vremenskom intervalu $T_6 = 0,46 \pm 0,59$ mm (tabela 26).

Tabela 26. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog digitalnim kaliperom

	N	Min	Max	M	SD	Procenat smanjenja
T ₁ digitalni caliper	38	1,84	6,83	4,14	1,47	/
T ₂ digitalni caliper	38	1,01	5,77	3,07	1,47	-25,84
T ₃ digitalni caliper	38	0	4,99	1,97	1,49	-52,41
T ₄ digitalni caliper	35	0	3,87	1,26	1,34	-69,56
T ₅ digitalni caliper	24	0	2,66	0,93	0,91	-77,53
T ₆ digitalni caliper	15	0	1,58	0,46	0,59	-88,88

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se razmaci smanjuju metodom elastičnog lanca, a za način mjerenja izabran je digitalni kaliper. Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala. Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim razmacima postekstrakcionih

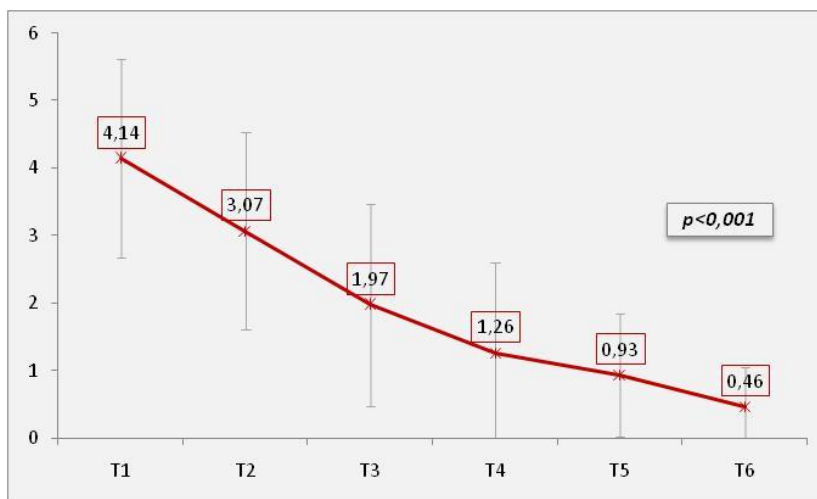
prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova lambda=0,006, F=322,06, p=0,000). Ispitano je i koliki je uticaj elastičnog lanca, kao mehanizma zatvaranja prostora među zubima. Na osnovu smjernica koje je predložio Koen, vrednost Wilksove lambde od 0,01-mali uticaj, 0,06-umjeren uticaj i 0,14-veliki uticaj. U ovom slučaju dobijena η^2 iznosi 0,99, što ukazuje na veoma veliki uticaj elastičnog lanca kao mehanizma smanjenja prostora među zubima (tabela 27).

Tabela 27. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog digitalnim kaliperom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,006	322,06	0,000	0,994

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Na slici 11 su grafički prikazane prosječne vrijednosti širine postekstrakcionog prostora, odnosno, maksimalnog rastojanja među zubima kod upotrebe elastičnog lanca mjerene digitalnim kaliperom.



Slika 11. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog digitalnim kaliperom

Prilikom mjerenja efikasnosti elastičnog lanca, korišćena je i metoda fotografije. Testom za višestruka poređenja (Tukey test) testirano je da li razlika postoji između svih vremenskih intervala u kojima je prostor između zuba mjeran ovom metodom. Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena, a prosječan razmak postekstrakcionog prostora na

početku mjerenja T_1 iznosio je $4,03 \pm 1,44$ mm, dok je u vremenskom interval T_6 iznosio $0,44 \pm 0,57$ mm (tabela 28).

Tabela 28. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog fotografijom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T_1 fotografija	38	1,85	6,67	4,03	1,44	
T_2 fotografija	38	0,88	5,75	2,94	1,47	-27,04
T_3 fotografija	38	0	4,93	1,91	1,47	-52,6
T_4 fotografija	35	0	3,83	1,23	1,32	-69,47
T_5 fotografija	24	0	2,49	0,87	0,87	-78,41
T_6 fotografija	15	0	1,46	0,44	0,57	-89,08

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Primjenom jednofaktorske analize varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se koristi metoda elastičnog lanca, a za način mjerenja izabrana fotografija. Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala i utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Vilksova $\lambda = 0,019$, $F = 103,98$, $p = 0,000$) (tabela 29).

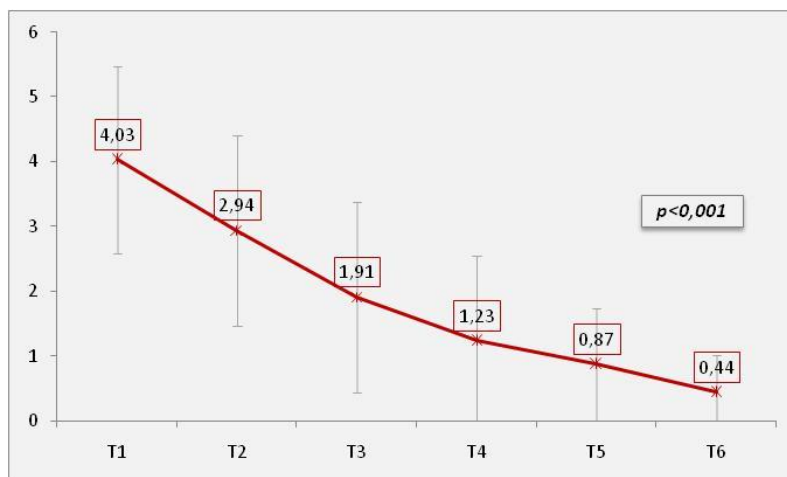
Ispitano je i koliki je uticaj elastičnog lanca kao mehanizma zatvaranja postekstrakcionih prostora, vrijednost Wilksove λ od 0,01-mali uticaj, 0,06-umjeren uticaj i 0,14-veliki uticaj, a dobijena η^2 koja iznosi 0,98, ukazuje na veoma veliki uticaj elastičnog lanca kao mehanizma zatvaranja postekstrakcionog prostora među zubima.

Tabela 29. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog fotografijom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,019	103,98	0,000	0,981

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; p - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Grafičkim prikazom je predstavljeno smanjivanje prosječnih vrijednosti postekstrakcionih prostora mjerenih metodom fotografije, pod dejstvom elastičnog lanca (slika 12).



Slika 12. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog fotografijom

Kao treća metoda za mjerenje postekstrakcionog prostora, korišćen je skener, a testom za višestruka poređenja (Tukey test) je ispitana razlika između svih vremenskih intervala u kojima je mjeren postekstrakcioni prostor ovom metodom. Test je pokazao da postoji statistički značajna razlika između svih vremenskih intervala, odnosno prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T₁ iznosio je 4,14±1,46 mm, a u vremenskom intervalu T₆ 0,46±0,60 mm (tabela 30).

Tabela 30. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T ₁ skener	38	1,87	6,79	4,14	1,46	
T ₂ skener	38	1,02	5,76	3,08	1,47	-25,6
T ₃ skener	38	0	5,08	1,99	1,5	-51,93
T ₄ skener	35	0	3,94	1,28	1,34	-69,08
T ₅ skener	24	0	2,58	0,9	0,89	-78,26
T ₆ skener	15	0	1,52	0,46	0,6	-88,88

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se zatvaraju metodom elastičnog lanca, a mjerenja vrše skenerom, ispitane su jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA) Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala. Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova lambda=0,009, F=216,46, p=0,000). Ispitano je i koliki je uticaj elastičnog lanca kao mehanizma smanjenja prostora među

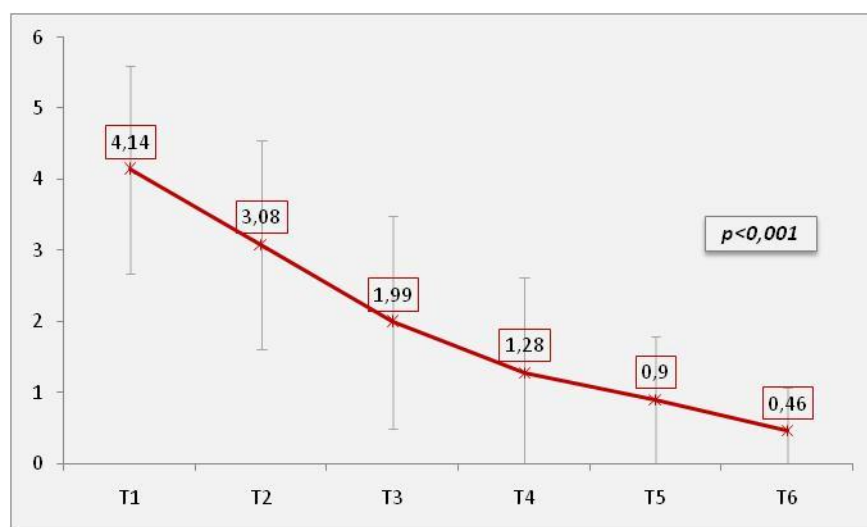
zubima. Vrijednost Wilksove lambde od η^2 iznosi 0,99, potvrđuje veoma veliki uticaj elastičnog lanca kao mehanizma smanjenja prostora među zubima (tabela 31).

Tabela 31. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenih skenerom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,009	216,46	0,000	0,991

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Na slici 13 grafički su prikazane prosječne vrijednosti postekstrakcionih prostora mjerenih metodom skenera u 6 vremenskih intervala poslije primjene elastičnog lanca.



Slika 13. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

5.6.2. Rezultati analize zatvaranja postekstrakcionog prostora kliznim mehanizmom, metoda NiTi zatvorene opruge

Kao mehanizam zatvaranja postekstrakcionog prostora, analizirani su rezultati primjene NiTi zatvorenih opruga. Prilikom analize, posmatrane su vrijednosti dobijene mjerenjem na tri načina: digitalnim kaliperom, fotografijom i skenerom.

Tukey test (test za višestruka poređenja) je primjenjen za testiranje razlike između svih vremenskih intervala u kojima je mjereno prostor između zuba. Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Dakle, prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosio je $4,44 \pm 1,61$ mm, a u vremenskom intervalu T_6 $0,47 \pm 0,45$ mm (tabela 32).

Tabela 32. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog digitalnim kaliperom

	N	Min	Max	M	SD	Procenat smanjenja
T_1 digitalni caliper	40	1,45	7,19	4,53	1,59	/
T_2 digitalni caliper	40	0	6,48	3,2	1,64	-29,35
T_3 digitalni caliper	38	0	5,1	1,85	1,63	-59,16
T_4 digitalni caliper	32	0	3,97	1,14	1,48	-74,83
T_5 digitalni caliper	16	0	2,37	1,15	0,82	-74,61
T_6 digitalni kaliper	12	0	1,29	0,52	0,47	-88,52

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

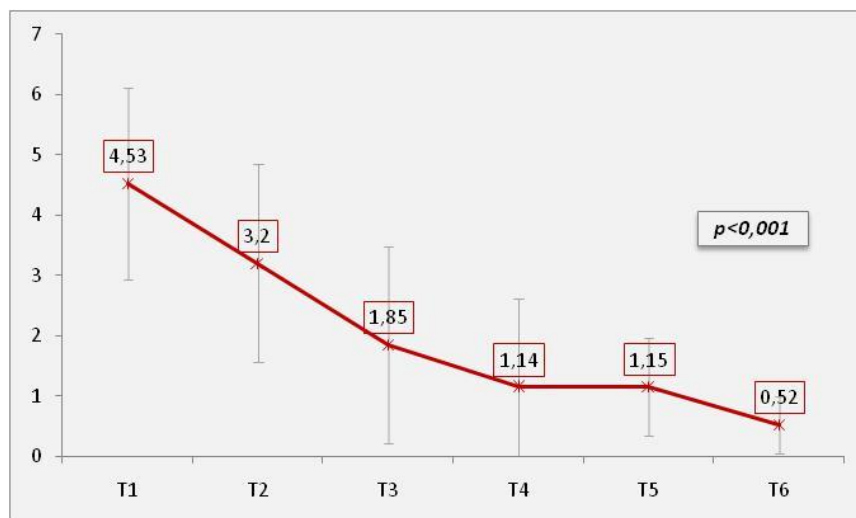
Statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se zatvaraju metodom NiTi opruge, a za način mjerenja izabran digitalni kaliper ispitane su Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA). Prosječne vrijednosti su mjerene u šest vremenskih intervala. Statistički značajana promjena je utvrđena u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova $\lambda = 0,006$, $F = 248,02$, $p = 0,000$). Vrijednost Wilksove λ od η^2 iznosi 0,99, ukazuje na veoma veliki uticaj ovog mehanizma smanjenja prostora među zubima (tabela 33).

Tabela 33. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog digitalnim kaliperom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	p	η^2
0,006	248,02	0,000	0,994

F - ANOVA ponovljenih merenja; p - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Grafičkim prikazom je predstavljeno smanjivanje prosječnih vrijednosti postekstrakcionih prostora mjerenih digitalnim kaliperom prilikom primjene NiTi zatvorenih opruga (slika 14).



Slika 14. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog digitalnim kaliperom

Druga metoda kojom je mjereno zatvaranje postekstrakcionog prostora je metoda fotografije. Testom za višestruka poređenja (Tukey test) analizirana je razlika između vremenskih intervala u kojima je mjeran prostor između zuba, a rezultati pokazuju da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T₁ iznosio je 4,44±1,61 mm, a u vremenskom intervalu T₆ 0,47±0,45 mm (tabela 34).

Tabela 34. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog fotografijom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T ₁ fotografija	40	1,44	7,21	4,44	1,61	/
T ₂ fotografija	40	0	6,39	3,15	1,62	-29,05
T ₃ fotografija	38	0	4,98	1,81	1,61	-59,23
T ₄ fotografija	32	0	3,85	1,11	1,44	-75
T ₅ fotografija	16	0	2,35	1,11	0,8	-75
T ₆ fotografija	12	0	1,25	0,47	0,45	-89,41

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova lambda=0,005, F=270,64, p=0,000). Dakle, došlo je do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora koje su mjerene u šest vremenskih interval kada se razmaci smanjuju metodom NiTi opruge, a metoda mjerenja je

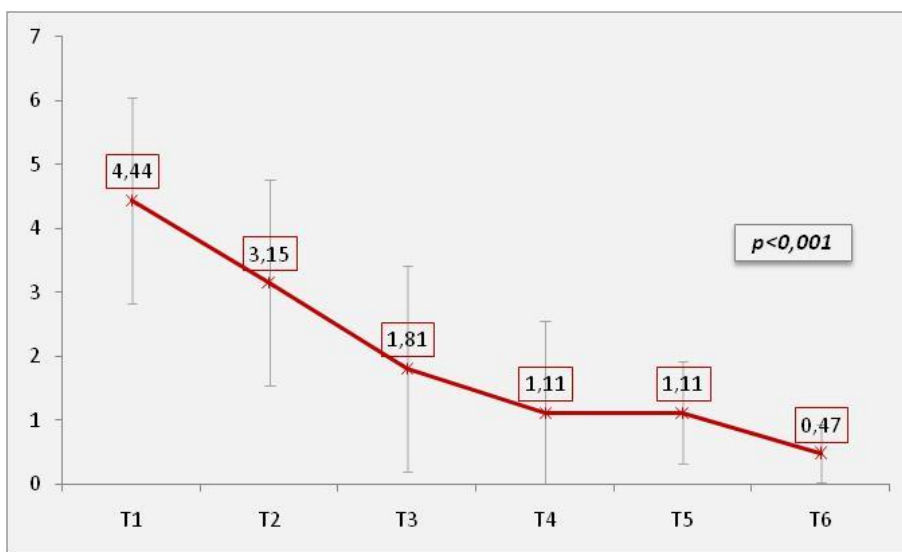
fotografija. Vrijednost Wilksove lambde od η^2 iznosi 0,99, ukazuje na veoma veliki uticaj ovog mehanizma na zatvaranje postekstrakcionog prostora (tabela 35).

Tabela 35. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog fotografijom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,005	270,64	0,000	0,995

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Smanjivanje prosječnih vrijednosti mjerenih fotografijom među zubima koji zatvaraju ekstrakcioni prostor metodom NiTi zatvorenih opruga je prikazano grafički (slika 15).



Slika 15. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog fotografijom

Mjerenje vrijednosti postekstrakcionog prostora je izvršeno i pomoću skenera. Analizirana je razlika između svih vremenskih intervala u kojima je ovom metodom mjeren prostor između zuba pomoću Tukey testa, odnosno testa za višestruka poređenja. Rezultati pokazuju da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala, odnosno da se prosječno rastojanje između zuba smanjuje tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosio je $4,54 \pm 1,61$ mm, a u vremenskom intervalu T_6 $0,50 \pm 0,47$ mm (Tabela 36).

Tabela 36. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

	N	Min	Max	M	SD	Procenat smanjenja
T ₁ skener	40	1,38	7,25	4,54	1,6	/
T ₂ skener	40	0	6,55	3,2	1,64	-29,51
T ₃ skener	38	0	5,18	1,88	1,64	-58,59
T ₄ skener	32	0	3,99	1,13	1,47	-75,11
T ₅ skener	16	0	2,41	1,17	0,81	-74,22
T ₆ skener	12	0	1,26	0,5	0,47	-88,98

N-broj ispitanika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala, a ispitano da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se razmaci smanjuju metodom NiTi opruge, a za način mjerenja izabran skener.

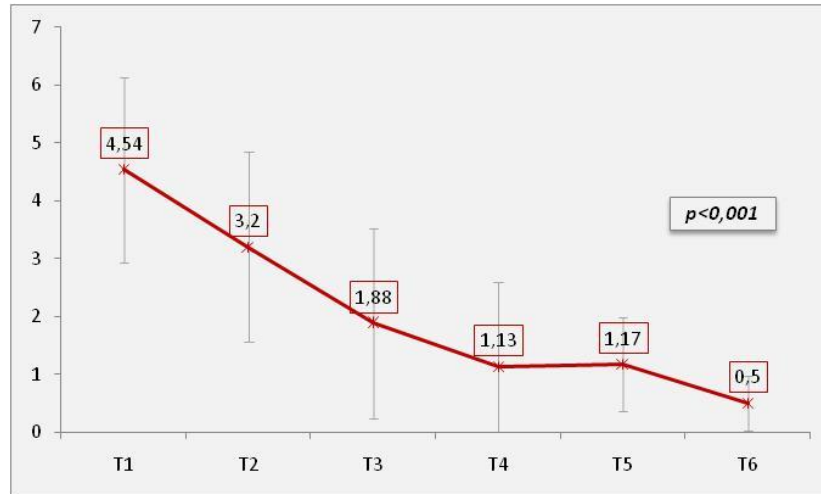
Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova lambda=0,005, F=298,00, p=0,000), pri čemu je korišćena jednofaktorska analiza varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA). Vrijednost Wilksove lambde od η^2 iznosi 0,99, ukazuje na veoma veliki uticaj ovog mehanizma smanjenja prostora među zubima (tabela 37).

Tabela 37. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenih skenerom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,005	298,00	0,000	0,995

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Kao i kod prethodne dvije metode, skenerom je utvrđeno da se prosječna vrijednost maksimalnog rastojanja među zubima smanjuje kroz vremenske intervale upotrebom NiTi zatvorene opruge (slika 16).



Slika 16. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

5.7. Rezultati analize zatvaranja postekstrakcionog prostora, metoda omča

Pored metode mehanike kliznog mehanizma, ispitano je i dejstvo omči inkorporiranih u ortodontske lukove na zatvaranje postekstrakcionih prostora.

Dejstvo omči je ispitano testom za višestruka poređenja (Tukey test) kojim je testirano da li razlika postoji između svih vremenskih interval u kojima je mjeren prostor između zuba. Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Dakle, prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena, odnosno prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosio je $4,04 \pm 0,85$ mm, a u vremenskom intervalu T_6 $0,23 \pm 0,40$ mm (tabela 38).

Tabela 38. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog digitalnim kaliperom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T ₁ digitalni kaliper	40	2,12	5,63	4,04	0,85	
T ₂ digitalni kaliper	40	1,08	4,87	3,03	0,9	-25
T ₃ digitalni kaliper	40	0	4,18	2,06	0,97	-49
T ₄ digitalni kaliper	40	0	3,03	1,16	0,82	-71,28
T ₅ digitalni kaliper	35	0	2,18	0,59	0,6	-85,39
T ₆ digitalni kaliper	24	0	1,23	0,23	0,4	-94,3

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

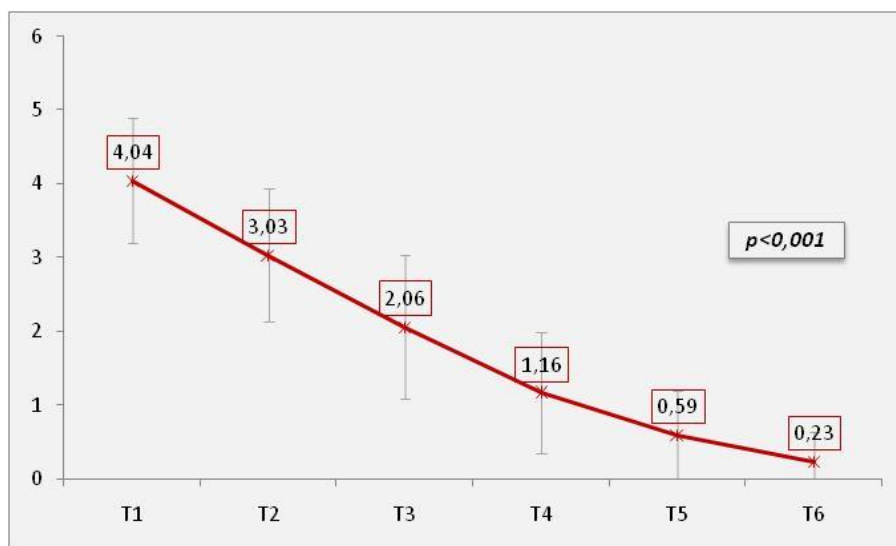
Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora kada se primjenjuje metoda omče, a za način mjerenja izabran digitalni kaliper. Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala i utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova lambda=0,004, F=920,81, p=0,000). Vrijednost Wilksove lambde od η^2 iznosi 0,99, što ukazuje na veoma velik uticaj ovog mehanizma smanjenja prostora među zubima (tabela 39).

Tabela 39. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenenog digitalnim kaliperom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,004	920,81	0,000	0,996

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja između zuba koji zatvaraju postekstrakcioni prostor mjenenog digitalnim kaliperom je prikazana na slici 17.



Slika 17. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenenog digitalnim kaliperom

Pored digitalnog kalipera, postekstrakcioni prostori su mjereni i metodom fotografije. Testom za višestruka poređenja (Tukey test) primjenjen kako bi se utvrdilo da li razlika postoji

između svih vremenskih intervala u kojima je mjeren prostor između zuba. Ovaj test je pokazao da između svih vremenskih intervala postoji statistički značajna razlika, odnosno da se prosječno rastojanje između zuba smanjuje tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosio je $3,95 \pm 0,88$ mm, a u vremenskom intervalu T_6 $0,22 \pm 0,39$ mm (tabela 40).

Tabela 40. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenenog fotografijom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T_1 fotografija	40	2,11	5,53	3,95	0,88	/
T_2 fotografija	40	1,05	4,85	2,95	0,91	-25,31
T_3 fotografija	40	0	4,18	1,99	0,97	-49,62
T_4 fotografija	40	0	3,01	1,1	0,81	-72,15
T_5 fotografija	35	0	2,16	0,54	0,58	-86,32
T_6 fotografija	24	0	1,21	0,22	0,39	-94,43

N-broj ispitanika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

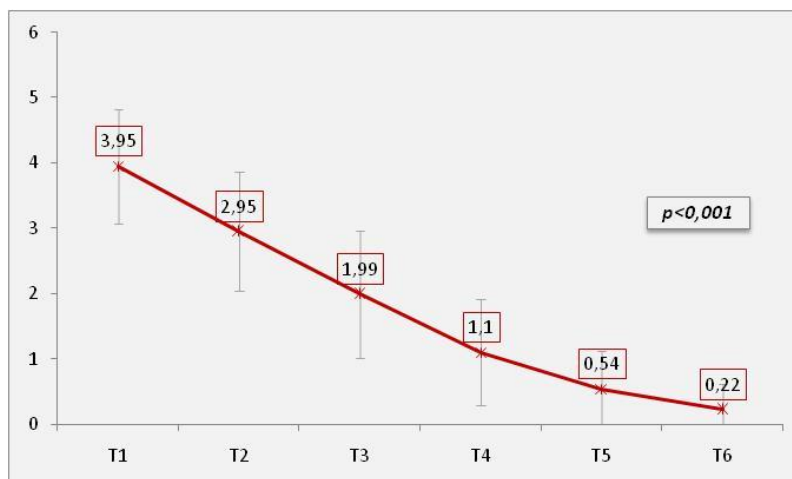
Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se zatvaraju metodom omče, a mjerenja vrše fotografijom. Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala, pri čemu je utvrđena statistički značajana promjena u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova $\lambda = 0,004$, $F = 998,73$, $p = 0,000$). Vrijednost Wilksove λ od η^2 iznosi 0,99 i ukazuje na veoma velik uticaj ove metode na smanjenje prostora među zubima (tabela 41).

Tabela 41. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenenog fotografijom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,004	998,73	0,000	0,996

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Grafički prikazani rezultati prosječnih vrijednosti postekstrakcionog prostora, odnosno maksimalnog rastojanja između zuba koji ga zatvaraju, pokazuju brzinu dejstva omči, kada se za metodu mjerenja primjenjuje fotografija (slika 18).



Slika 18. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog fotografijom

Kao treća metoda za mjerenje postekstrakcionog prostora primjenjen je skener. Testom za višestruka poređenja (Tukey test) ispitana je razlika između svih vremenskih intervala u kojima je mjeren prostor između zuba. Ovim testom je utvrđeno da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena, tako da je prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T₁ iznosio 4,10±0,91 mm, a u vremenskom intervalu T₆ 0,23±0,40 mm (tabela 42).

Tabela 42. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T ₁ skener	40	2,13	5,95	4,1	0,91	
T ₂ skener	40	1,19	4,92	3,03	0,91	-26,09
T ₃ skener	40	0	4,25	2,08	0,99	-49,26
T ₄ skener	40	0	3,09	1,15	0,83	-71,95
T ₅ skener	35	0	2,12	0,62	0,64	-84,87
T ₆ skener	23	0	1,19	0,23	0,4	-94,39

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora kada se razmaci smanjuju metodom omče, a za način mjerenja izabran skener. Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala. Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora tokom 6

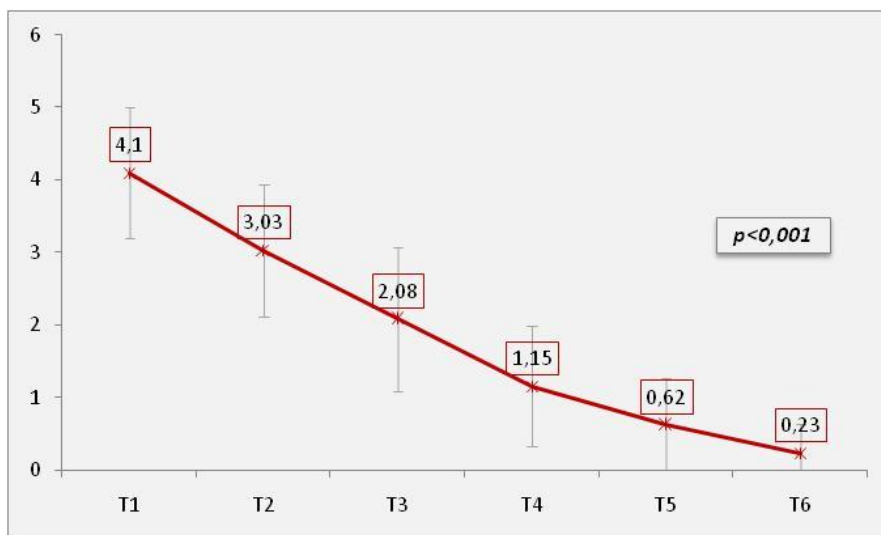
mjeseci (Wilksova lambda=0,004, F=944,19, p=0,000). Vrijednost Wilksove lambde iznosi $\eta^2=0,99$ i ukazuje na veoma velik uticaj ovog mehanizma na smanjenje prostora među zubima (tabela 43).

Tabela 43. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenih skenerom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,004	944,19	0,000	0,996

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Metodom skenera su izmjerene prosječne vrijednosti postekstrakcionog prostora, a dejstvo omče koje je uticalo na smanjenje maksimalnog rastojanja među zubima je prikazano na slici 19.



Slika 19. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

5.8. Rezultati uporedne analize tri metode za zatvaranje postekstrakcionog prostora

Pored ispitanih promjena u razmacima između zuba kada se promjene tretiraju pomoću tri različita mehanizma nezavisno, cilj je bio i utvrditi da li primjenjena metoda ima uticaja na smanjenje prostora među zubima. Dakle, ispitan je uticaj vrste mehanizma na smanjenje ekstrakcionog prostora. Ispitano je ne samo da li je došlo do smanjenja prostora između zuba

kada se tri mehanizma posmatraju nezavisno, već da li se to smanjenje razlikuje statistički značajno za tri korišćena mehanizma.

U tabeli 44 su prikazane prosječne vrijednosti ekstrakcionog prostora mjerenog digitalnim kaliperom za tri mehanizma.

Tabela 44. Prosječne vrijednosti ekstrakcionog prostora za tri mehanizma, mjerenje digitalnim kaliperom

		M	SD
T₁ digitalni kaliper	Elastični lanac	5,58	0,89
	NiTi opruge	6,25	0,77
	Omče	4,54	0,55
	Total	5,25	1,00
T₂ digitalni kaliper	Elastični lanac	4,55	0,89
	NiTi opruge	5,21	0,85
	Omče	3,58	0,59
	Total	4,25	1,00
T₃ digitalni kaliper	Elastični lanac	3,47	0,94
	NiTi opruge	3,99	0,87
	Omče	2,66	0,66
	Total	3,21	0,96
T₄ digitalni kaliper	Elastični lanac	2,64	0,78
	NiTi opruge	2,94	0,66
	Omče	1,68	0,60
	Total	2,26	0,87
T₅ digitalni kaliper	Elastični lanac	1,48	0,69
	NiTi opruge	1,53	0,53
	Omče	0,86	0,54
	Total	1,20	0,66
T₆ digitalni kaliper	Elastični lanac	0,46	0,59
	NiTi opruge	0,52	0,47
	Omče	0,23	0,40
	Total	0,37	0,49

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Za testiranje uticaja mehanizma korišćena je kombinovana analiza varijanse (SPANOVA). Mehanizam (elastični lanac, NiTi opruge i omča) ne utiče statistički značajno na promenu vrednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,296, F=7,37, p≥0,05). Razmak je mjeren digitalnim kaliperom. Dakle, može se zaključiti da se razmak među zubima mjeren digitalnim kaliperom tokom šest vremenskih intervala smanjuje, ali da te promjene ne zavise od primenjenog mehanizma (tabela 45).

Tabela 45. Uticaj mehanizma na vrijednosti ekstrakcionog prostora mjerenog digitalnim kaliperom

Wilks' Lambda	F	P	η²
0,296	7,37	0,084	0,456

F - SPANOVA; p - statistička značajnost; η² - kvadrirana Eta;

Prosječne vrijednosti postekstrakcionog prostora su mjerene i metodom fotografije prilikom primjene sva tri mehanizma (tabela 46).

Tabela 46. Prosječne vrijednosti ekstrakcionog prostora za tri mehanizma, mjerenje fotografijom

		M	SD
T₁ fotografija	Elastični lanac	5,45	0,86
	NiTi opruge	6,21	0,80
	Omče	4,47	0,55
	Total	5,17	1,00
T₂ fotografija	Elastični lanac	4,30	1,19
	NiTi opruge	5,13	0,86
	Omče	3,51	0,61
	Total	4,12	1,08
T₃ fotografija	Elastični lanac	3,40	0,93
	NiTi opruge	3,93	0,81
	Omče	2,58	0,68
	Total	3,14	0,96
T₄ fotografija	Elastični lanac	2,59	0,80
	NiTi opruge	2,87	0,64
	Omče	1,62	0,60
	Total	2,20	0,87
T₅ fotografija	Elastični lanac	1,40	0,67
	NiTi opruge	1,48	0,53
	Omče	0,79	0,54
	Total	1,13	0,66
T₆ fotografija	Elastični lanac	0,44	0,57
	NiTi opruge	0,47	0,45
	Omče	0,22	0,39
	Total	0,34	0,47

M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

Za testiranje uticaja mehanizma na smanjenje razmaka između zuba koristili smo Kombinovanu analizu varijanse (SPANOVA). Mehanizam (elastični lanac, NiTi opruge i omča) utiče statistički značajano na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,317, F=6,82, p=0,000) (tabela 31). Razmak je mjereno fotografijom. Dakle, kada se razmak mjeri fotografijom, ipak možemo zaključiti da vrsta mehanizma ima uticaja na veličinu promjene (tabela 47).

U prethodnim analizama već smo računali procenat smanjenja. Naime, kada se razmak mjeri fotografijom, najveće procentualno smanjenje razmaka među zubima postiže se metodom omče (-94,43%), dok je procenat smanjenja razmaka metodom NiTi zatvorenom oprugom iznosio -89,41%, a elastičnim lancem -89,08%.

Tabela 47. Uticaj mehanizma na vrijednosti ekstrakcionog prostora mjerenog fotografijom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,317	6,82	0,000	0,437

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Kao treća metoda mjerenja korišćen je skener, kojim su mjereni postekstrakcioni prostori u šest intervala za sve primjenjene mehanizme, a prosječne vrijednosti su prikazane u tabeli 48.

Tabela 48. Prosječne vrijednosti ekstrakcionog prostora za tri mehanizma, mjerenje skenerom

		M	SD
T₁ skener	Elastični lanac	5,56	0,88
	NiTi opruge	6,25	0,80
	Omče	4,62	0,62
	Total	5,29	1,00
T₂ skener	Elastični lanac	4,57	0,89
	NiTi opruge	5,21	0,87
	Omče	3,60	0,61
	Total	4,28	1,01
T₃ skener	Elastični lanac	3,51	0,94
	NiTi opruge	4,03	0,81
	Omče	2,68	0,71
	Total	3,25	0,97
T₄ skener	Elastični lanac	2,66	0,81
	NiTi opruge	2,93	0,65
	Omče	1,70	0,62
	Total	2,28	0,87
T₅ skener	Elastični lanac	1,43	0,68
	NiTi opruge	1,56	0,49
	Omče	0,93	0,58
	Total	1,23	0,65
T₆ skener	Elastični lanac	0,46	0,60
	NiTi opruge	0,50	0,47
	Omče	0,23	0,40
	Total	0,36	0,49

M - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija;

Kombinovana analiza varijanse (SPANOVA) je primjenjena za testiranje uticaja mehanizma na smanjenje razmaka između zuba. Mehanizam (elastični lanac, NiTi opruge i omča) utiče statistički značajano na promjenu vrijednosti razmaka između zuba tokom vremena (Wilksova lambda=0,396, F=5,06, p=0,00). Kada se razmak mjeri skenerom, možemo zaključiti da vrsta mehanizma ima uticaj na veličinu promjene (tabela 49).

Tabela 49. Uticaj mehanizma na vrijednosti ekstrakcionog prostora mjerenog skenerom

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,396	5,06	0,000	0,371

F - SPANOVA; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Kada se razmak mjeri skenerom, najveće procentualno smanjenje razmaka među zubima postiže se metodom omče (-94,39%), dok je procenat smanjenja razmaka metodom NiTi zatvorene opruge -88,98%, a elastičnim lancem -88,88%.

5.9. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije

Ispitana je prosječna primjenjena sila na početku i na kraju aktivacije svakog vremenskog intervala. T test za uparene uzorke pokazuje da se primjenjena sila statistički značajno razlikuje na početku i na kraju aktivacije u svakom vremenskom intervalu. U intervalu T₁, prosječna sila na početku iznosila je M=231,02 g, a na kraju M=121,99 g. Ova razlika je statistički značajna (t=45,03, df=117, p=0,000). U T₂ prosječna sila na početku iznosila je M=228,42 g, a na kraju M=120,34 g. Ova razlika je statistički značajna (t=42,96, df=116, p=0,000). U T₃ prosječna sila na početku iznosila je M=230,56 g, a na kraju M=123,70 g, ova razlika je statistički značajna (t=37,99, df=107, p=0,000). U T₄ prosječna sila na početku iznosila je M=234,93 g, a na kraju M=130,21 g, ova razlika je statistički značajna (t=33,17, df=71, p=0,000). U T₅ prosječna sila na početku iznosila je M=240,73 g, a na kraju M=143,13 g, ova razlika je statistički značajna (t=28,31, df=47, p=0,000). U T₆ prosječna sila na početku iznosila je M=209,44 g, a na kraju M=140,74 g, ova razlika je statistički značajna (t=12,39, df=26, p=0,000) (tabela 50).

Tabela 50. Primjenjena sila na početku i na kraju aktivacije

	N	M	SD	T	Df	P
T ₁ Početak	118	231,02	39,70	45,035	117	0,000
T ₁ Kraj	118	121,99	21,72			
T ₂ Početak	117	228,42	38,31	42,961	116	0,000
T ₂ Kraj	117	120,34	18,44			
T ₃ Početak	108	230,56	38,23	37,998	107	0,000
T ₃ Kraj	108	123,70	20,47			
T ₄ Početak	72	234,93	39,70	33,173	71	0,000
T ₄ Kraj	72	130,21	22,00			
T ₅ Početak	48	240,73	39,88	28,319	47	0,000
T ₅ Kraj	48	143,13	33,34			
T ₆ Početak	27	209,44	42,86	12,392	26	0,000
T ₆ Kraj	27	140,74	38,47			

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija; t - t test za uparene uzorke, df – stepen slobode, p – statistička značajnost

5.9.1. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije kod kliznog mehanizma

U okviru ovog istraživanja, analizirano je dejstvo primjenjene sile na početku i kraju aktivacije kod kliznog mehanizma. Vrijednosti su mjerene kod upotrebe sva tri mehanizma.

5.9.1.1. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije, metoda elastični lanac

Nakon ispitane promjene u jačini sile, ispitane su i ove promjene, ali u okviru svake metode. Sila je ispitana na početku u na kraju aktivacije svakog vremenskog intervala u okviru metode elastičnog lanca. T test za uparene uzorke pokazuje da se primjenjena sila statistički značajno razlikuje na početku i na kraju aktivacije u svakom vremenskom intervalu. U intervalu T_1 , prosječna sila na početku iznosila je $M=199,34$ g, a na kraju $M=100,39$ g (50,36%). Ova razlika je statistički značajna ($t=39,75$, $df=37$, $p=0,000$). U T_2 prosječna sila na početku iznosila je $M=204,47$ g, a na kraju $M=103,82$ g (50,77%). Ova razlika je statistički značajna ($t=37,17$, $df=37$, $p=0,000$). U T_3 prosječna sila na početku iznosila je $M=204,58$ g, a na kraju $M=104,72$ g (51,18%), ova razlika je statistički značajna ($t=25,53$, $df=35$, $p=0,000$). U T_4 prosječna sila na početku iznosila je $M=198,75$ g, a na kraju $M=109,17$ g (54,92%), ova razlika je statistički značajna ($t=26,73$, $df=23$, $p=0,000$). U T_5 prosječna sila na početku iznosila je $M=205,38$ g, a na kraju $M=108,08$ g (52,02%), ova razlika je statistički značajna ($t=29,64$, $df=12$, $p=0,000$). U T_6 prosječna sila na početku iznosila je $M=184,50$ g, a na kraju $M=113,00$ g (61,24%), ova razlika je statistički značajna ($t=8,10$, $df=9$, $p=0,000$) (tabela 51).

Tabela 51. Primjenjena sila na početku i na kraju aktivacije u okviru mehanizma elastični lanac

	N	M	SD	T	Df	P
T_1 Početak	38	199,34	17,21	39,759	37	0,000
T_1 Kraj	38	100,39	13,48			
T_2 Početak	38	204,47	13,79	37,174	37	0,000
T_2 Kraj	38	103,82	11,12			
T_3 Početak	36	204,58	19,17	25,532	35	0,000
T_3 Kraj	36	104,72	12,93			
T_4 Početak	24	198,75	14,47	26,739	23	0,000
T_4 Kraj	24	109,17	9,74			
T_5 Početak	13	205,38	17,97	29,645	12	0,000
T_5 Kraj	13	108,08	8,79			
T_6 Početak	10	184,50	27,13	8,106	9	0,000
T_6 Kraj	10	113,00	6,32			

N-broj ispitanika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija; *t* - t test za uparene uzorke, *df* – stepen slobode, *p* – statistička značajnost

5.9.1.2. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije, metoda NiTi zatvorena opruga

Ispitane su prosječne vrijednosti sile na početku i na kraju aktivacije svakog vremenskog intervala u okviru metode NiTi opruge. T test za uparene uzorke pokazuje da se primjenjena sila statistički značajno razlikuje na početku i na kraju aktivacije u svakom vremenskom intervalu. U intervalu T_1 , prosječna sila na početku iznosila je $M=210,250$ g, a na kraju $M=121,625$ g (57,84%). Ova razlika je statistički značajna ($t=33,37$, $df=39$, $p=0,000$). U T_2 prosječna sila na početku iznosila je $M=201,154$ g, a na kraju $M=117,564$ g (58,44%). Ova razlika je statistički značajna ($t=34,90$, $df=38$, $p=0,000$). U T_3 prosječna sila na početku iznosila je $M=204,242$ g, a na kraju $M=123,485$ g (60,46%), ova razlika je statistički značajna ($t=28,12$, $df=32$, $p=0,000$). U T_4 prosječna sila na početku iznosila je $M=204,667$ g, a na kraju $M=122,667$ g (59,93%), ova razlika je statistički značajna ($t=19,43$, $df=14$, $p=0,000$). U T_5 prosječna sila na početku iznosila je $M=205,417$ g, a na kraju $M=128,750$ g (62,67%), ova razlika je statistički značajna ($t=15,77$, $df=11$, $p=0,000$). U T_6 prosječna sila na početku iznosila je $M=189,000$ g, a na kraju $M=133,500$ g (70,06%), ova razlika je statistički značajna ($t=10,81$, $df=9$, $p=0,000$) (tabela 52).

Tabela 52. Primjenjena sila na početku i na kraju aktivacije u okviru mehanizma NiTi opruge

	N	M	SD	T	Df	P
T_1 Početak	40	210,250	15,971	33,376	39	0,000
T_1 Kraj	40	121,625	13,746			
T_2 Početak	39	201,154	17,262	34,909	38	0,000
T_2 Kraj	39	117,564	13,854			
T_3 Početak	33	204,242	16,683	28,126	32	0,000
T_3 Kraj	33	123,485	12,959			
T_4 Početak	15	204,667	16,526	19,431	14	0,000
T_4 Kraj	15	122,667	14,251			
T_5 Početak	12	205,417	18,397	15,778	11	0,000
T_5 Kraj	12	128,750	14,001			
T_6 Početak	10	189,000	10,220	10,810	9	0,000
T_6 Kraj	10	133,500	19,444			

N-broj ispitnika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija; *t* - *t* test za uparene uzorke, *df* – stepen slobode, *p* – statistička značajnost

5.9.2. Rezultati primjenjene sile na početku i kraju aktivacije, metoda omča

Prosječne vrijednosti za jačinu sile ispitane su na početku i na kraju aktivacije svakog vremenskog intervala i u okviru metode omče. T test za uparene uzorke pokazuje da se primjenjena sila statistički značajno razlikuje na početku i na kraju aktivacije u svakom

vremenskom intervalu. U intervalu T_1 , prosječna sila na početku iznosila je $M=281,88g$, a na kraju $M=142,88 g$ (50,68%). Ova razlika je statistički značajna ($t=79,574$, $df=39$, $p=0,000$). U T_2 prosečna sila na početku iznosila je $M=277,75 g$, a na kraju $M=138,75 g$ (49,95%). Ova razlika je statistički značajna ($t=94,713$, $df=39$, $p=0,000$). U T_3 prosječna sila na početku iznosila je $M=276,79 g$, a na kraju $M=141,41 g$ (51,08%), ova razlika je statistički značajna ($t=60,508$, $df=38$, $p=0,000$). U T_4 prosječna sila na početku iznosila je $M=275,00 g$, a na kraju $M=148,94 g$ (54,16%), ova razlika je statistički značajna ($t=36,296$, $df=32$, $p=0,000$). U T_5 prosječna sila na početku iznosila je $M=279,13 g$, a na kraju $M=170,43 g$ (61,05%), ova razlika je statistički značajna ($t=20,731$, $df=22$, $p=0,000$). U T_6 prosječna sila na početku iznosila je $M=274,29 g$, a na kraju $M=190,71 g$ (69,52%) ova razlika je statistički značajna ($t=5,762$, $df=9$, $p=0,000$) (tabela 53).

Tabela 53. Primjenjena sila na početku i na kraju aktivacije u okviru mehanizma omče

	N	M	SD	T	Df	P
T_1 Početak	40	281,88	10,90	79,574	39	0,000
T_1 Kraj	40	142,88	12,35			
T_2 Početak	40	277,75	9,80	94,713	39	0,000
T_2 Kraj	40	138,75	9,25			
T_3 Početak	39	276,79	10,42	60,508	38	0,000
T_3 Kraj	39	141,41	14,87			
T_4 Početak	33	275,00	12,62	36,296	32	0,000
T_4 Kraj	33	148,94	14,02			
T_5 Početak	23	279,13	9,61	20,731	22	0,000
T_5 Kraj	23	170,43	24,81			
T_6 Početak	7	274,29	7,87	5,762	6	0,001
T_6 Kraj	7	190,71	38,78			

N-broj ispitanika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija; *t* - *t* test za uparene uzorke, *df* – stepen slobode, *p* – statistička značajnost

5.10. Rezultati korelacije između primjenjene sile i zatvaranja postekstrakcionog prostora

Kako je prostor između zuba numerička varijabla, ali i primjenjena sila također kontinualna, povezanost je ispitana Pirsonovim koeficijentom korelacije. Sila na početku mjerenja u trenutku T_4 je u statistički značajnoj pozitivnoj korelaciji sa vrijednostima ekstrakcionog prostora mjerenog digitalnim kaliperom ($r=0,437$, $p=0,033$), sa vrijednostima ekstrakcionog prostora mjerenog fotografijom ($r=0,446$, $p=0,029$) i sa vrijednostima ekstrakcionog prostora mjerenog skenerom ($r=0,432$, $p=0,035$) (tabela 54).

Tabela 54. Povezanost primjenjene sile na početku (P) i na kraju (K) aktivacije sa vrijednostima prostora između zuba

		T ₁ P	T ₁ K	T ₂ P	T ₂ K	T ₃ P	T ₃ K	T ₄ P	T ₄ K	T ₅ P	T ₅ K	T ₆ P	T ₆ K
T ₁ digitalni kaliper	r	0,230	0,253	-0,040	0,134	0,172	0,147	0,359	-0,291	0,169	0,530	,710 ⁺	-0,096
	p	0,165	0,126	0,812	0,424	0,315	0,393	0,085	0,167	0,582	0,063	0,021	0,792
T ₁ fotografija	r	0,236	0,252	-0,031	0,131	0,173	0,143	0,356	-0,272	0,239	0,550	,722 ⁺	0,015
	p	0,154	0,127	0,853	0,433	0,312	0,405	0,088	0,199	0,431	0,051	0,018	0,966
T ₁ skener	r	0,219	0,253	-0,051	0,139	0,180	0,154	0,369	-0,251	0,228	,558 ⁺	,689 ⁺	-0,020
	p	0,187	0,126	0,761	0,407	0,295	0,371	0,076	0,237	0,453	0,048	0,028	0,956
T ₂ digitalni kaliper	r	0,144	0,236	-0,014	0,164	0,143	0,171	0,369	-0,231	0,237	0,551	,708 ⁺	0,049
	p	0,390	0,153	0,933	0,324	0,405	0,318	0,076	0,278	0,436	0,051	0,022	0,893
T ₂ fotografija	r	0,143	0,183	-0,022	0,088	0,166	0,148	0,178	-0,206	0,400	,706 ⁺⁺	0,296	0,163
	p	0,392	0,271	0,895	0,598	0,334	0,390	0,405	0,334	0,175	0,007	0,406	0,652
T ₂ skener	r	0,144	0,233	-0,016	0,155	0,140	0,157	0,370	-0,249	0,255	,571 ⁺	,732 ⁺	0,026
	p	0,389	0,159	0,923	0,353	0,415	0,361	0,075	0,240	0,401	0,041	0,016	0,942
T ₃ digitalni kaliper	r	0,126	0,294	-0,049	0,274	0,118	0,192	,419 ⁺	-0,108	0,138	0,374	0,331	0,264
	p	0,451	0,074	0,772	0,096	0,492	0,262	0,042	0,614	0,654	0,209	0,350	0,461
T ₃ fotografija	r	0,120	0,293	-0,039	0,290	0,112	0,185	,414 ⁺	-0,101	0,109	0,331	0,290	0,207
	p	0,472	0,074	0,817	0,078	0,515	0,280	0,044	0,640	0,722	0,270	0,417	0,567
T ₃ skener	r	0,111	0,284	-0,047	0,280	0,102	0,180	,417 ⁺	-0,123	0,126	0,357	0,292	0,163
	p	0,508	0,084	0,780	0,089	0,554	0,294	0,043	0,568	0,682	0,232	0,413	0,652
T ₄ digitalni kaliper	R	0,142	,355 ⁺	0,120	0,277	-0,062	0,077	,437 ⁺	-0,126	0,136	0,233	-0,119	0,368
	P	0,417	0,036	0,494	0,107	0,727	0,663	0,033	0,556	0,657	0,444	0,743	0,295
T ₄ fotografija	R	0,139	,355 ⁺	0,116	0,275	-0,060	0,084	,446 ⁺	-0,115	0,120	0,213	-0,139	0,373
	P	0,425	0,037	0,506	0,110	0,737	0,638	0,029	0,591	0,695	0,486	0,703	0,289
T ₄ skener	R	0,140	,348 ⁺	0,113	0,268	-0,049	0,074	,432 ⁺	-0,125	0,122	0,225	-0,128	0,378
	P	0,423	0,041	0,520	0,120	0,784	0,676	0,035	0,560	0,692	0,460	0,725	0,282
T ₅ digitalni kaliper	R	0,232	0,338	0,097	0,114	-0,250	0,095	,445 ⁺	0,013	-0,004	-0,039	-0,396	0,442
	P	0,276	0,107	0,654	0,595	0,238	0,659	0,038	0,955	0,991	0,899	0,257	0,201
T ₅ fotografija	R	0,246	0,338	0,094	0,097	-0,239	0,101	,431 ⁺	0,001	0,012	0,002	-0,368	0,443
	P	0,246	0,106	0,664	0,651	0,261	0,638	0,045	0,998	0,970	0,994	0,295	0,200
T ₅ skener	R	0,258	0,312	0,118	0,131	-0,243	0,067	0,397	-0,009	-0,037	-0,074	-0,403	0,250
	P	0,223	0,137	0,582	0,543	0,253	0,754	0,068	0,967	0,906	0,811	0,248	0,487
T ₆ digitalni kaliper	R	-0,364	0,247	-,523 ⁺	0,217	-0,225	0,153	0,275	0,139	-0,288	-0,283	-0,356	0,156
	P	0,183	0,375	0,046	0,437	0,420	0,586	0,321	0,622	0,339	0,349	0,313	0,666
T ₆ fotografija	R	-0,423	0,218	-,542 ⁺	0,186	-0,232	0,156	0,297	0,140	-0,292	-0,308	-0,371	0,205
	P	0,116	0,435	0,037	0,506	0,404	0,579	0,282	0,619	0,333	0,306	0,292	0,570
T ₆ skener	R	-0,436	0,208	-,549 ⁺	0,163	-0,242	0,141	0,298	0,145	-0,272	-0,307	-0,405	0,221
	P	0,105	0,456	0,034	0,562	0,385	0,615	0,281	0,606	0,368	0,307	0,245	0,539

r-Pirsonov koeficijent korelacije, *p*-statistička značajnost

*Statistička značajnost na nivou 0,05

**Statistička značajnost na nivou 0,01

Dakle, sila na početku u vremenskom intervalu T₄ je u statistički značajnoj pozitivnoj vezi sa ekstrakcionim prostorom mjerenim na sva tri načina. Korelacija je pozitivna što znači da što je veći prostor među zubima to je veća početna sila primjenjena.

5.11. Rezultati analize ekstrakcionog prostora za metode mjerenja

U istraživanju je testirano je da li se ekstrakcioni prostor smanjuje tokom vremena. Prostori su mjereni na tri načina (digitalni kaliper, fotografija i skener). Razlike su testirane za svaki način mjerenja posebno.

Testom za višestruka poređenja (Tukey test) testirano je da li razlika postoji između svih vremenskih intervala u kojima je mjereno prostor između zuba. Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Dakle, prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosila je $4,24 \pm 1,34$ mm, a u vremenskom interval T_6 $0,37 \pm 0,49$ mm (tabela 55).

Tabela 55. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog digitalnim kaliperom

	N	Min	Max	M	SD	Procent smanjenja
T_1 digitalni kaliper	118	1,45	7,19	4,24	1,34	/
T_2 digitalni kaliper	118	0	6,48	3,1	1,36	-26,88
T_3 digitalni kaliper	116	0	5,1	1,96	1,38	-53,77
T_4 digitalni kaliper	107	0	3,97	1,19	1,21	-71,93
T_5 digitalni kaliper	75	0	2,66	0,82	0,78	-80,66
T_6 digitalni kaliper	51	0	1,58	0,37	0,49	-91,27

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

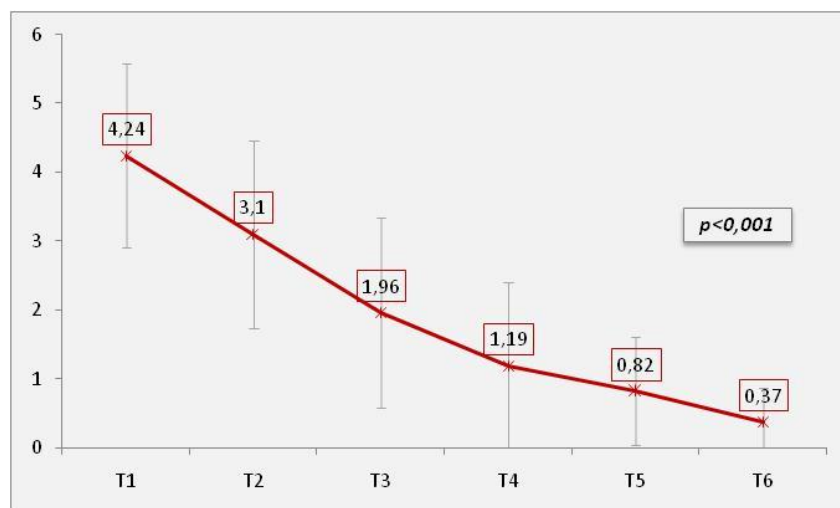
Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora. Prosječne vrijednosti mjerene su u šest vremenskih intervala. Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova $\lambda = 0,02$, $F = 436,5$, $p = 0,000$) (tabela 56).

Tabela 56. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog digitalnim kaliperom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,021	436,5	0,000	0,979

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; p - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Na slici 20 su prikazane prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja između zuba postekstrakcionog prostora mjerenog digitalnim kaliperom na kraju svakog vremenskog intervala i kako se ta vrijednost smanjuje kroz vrijeme.



Slika 20. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog digitalnim kaliperom

Testom za višestruka poređenja (Tukey test) testirano je da li postoji razlika između svih vremenskih intervala u kojima je mjeren prostor između zuba. Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Dakle, prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T₁ iznosila je 4,14±1,35 mm, a u vremenskom intervalu T₆ 0,34±0,47 mm (Tabela 57).

Tabela 57. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog fotografijom

	N	Min	Max	M	SD	Procenat smanjenja
T ₁ fotografija	118	1,44	7,21	4,14	1,35	/
T ₂ fotografija	118	0	6,39	3,02	1,36	-27,05
T ₃ fotografija	116	0	4,98	1,9	1,36	-54,1
T ₄ fotografija	107	0	3,85	1,14	1,19	-72,46
T ₅ fotografija	75	0	2,49	0,77	0,76	-81,4
T ₆ fotografija	51	0	1,46	0,34	0,47	-91,78

N-broj ispitanika; Min-minimalna vrijednost na uzorku; Max-maksimalna vrijednost na uzorku; M - aritmetička sredina; SD-standardna devijacija;

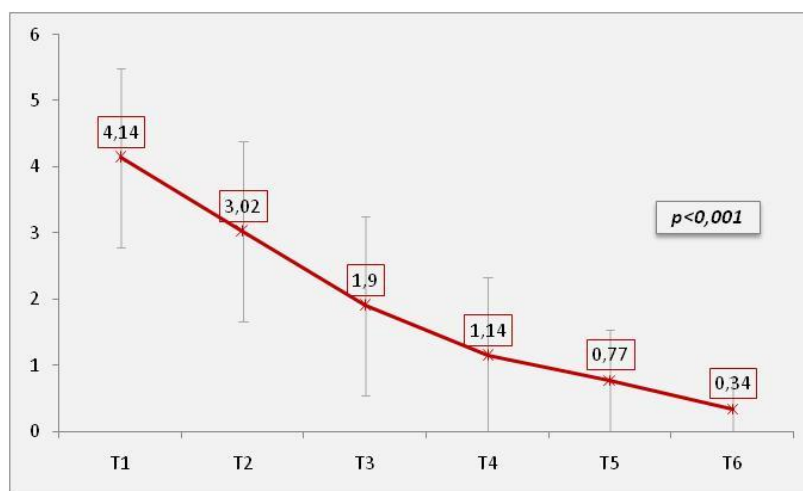
Ispitano je smanjivanje ekstrakcionog prostora tokom šest vremenskih intervala, mjerenog metodom fotografije. Razlike su testirane jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA). Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova lambda=0,02, $F=391,04$, $p=0,000$) (tabela 58).

Tabela 58. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog fotografijom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,023	391,04	0,000	0,977

F - ANOVA ponovljenih mjerenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Prosječno rastojanje između zuba postekstrakciog prostora mjenog metodom fotografije se smanjuje tokom šest vremenskih intervala, kao što je prikazano na slici 21.



Slika 21. Grafički prikaz prosječnih vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjenog fotografijom

Razmaci između zuba mjereni su i metodom skenera. Testom za višestruka poređenja (Tukey test) testirano je da li razlika postoji između svih vremenskih intervala u kojima je mjen prostor između zuba. Ovaj test je pokazao da statistički značajna razlika postoji između svih vremenskih intervala. Dakle, prosječno rastojanje između zuba smanjuje se tokom vremena. Prosječan razmak postekstrakcionog prostora na početku mjerenja T_1 iznosio je $4,26 \pm 1,35$ mm, a u vremenskom interval T_6 $0,36 \pm 0,48$ mm (tabela 59).

Tabela 59. Prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

	N	Min	Max	M	SD	Procenat smanjenja
T ₁ skener	118	1,38	7,25	4,262	1,356	
T ₂ skener	118	0	6,55	3,106	1,363	-27,23
T ₃ skener	116	0	5,18	1,983	1,388	-53,52
T ₄ skener	107	0	3,99	1,188	1,211	-72,3
T ₅ skener	75	0	2,58	0,826	0,785	-80,75
T ₆ skener	50	0	1,52	0,364	0,489	-91,54

N-broj ispitanika; *Min*-minimalna vrijednost na uzorku; *Max*-maksimalna vrijednost na uzorku; *M* - aritmetička sredina; *SD*-standardna devijacija

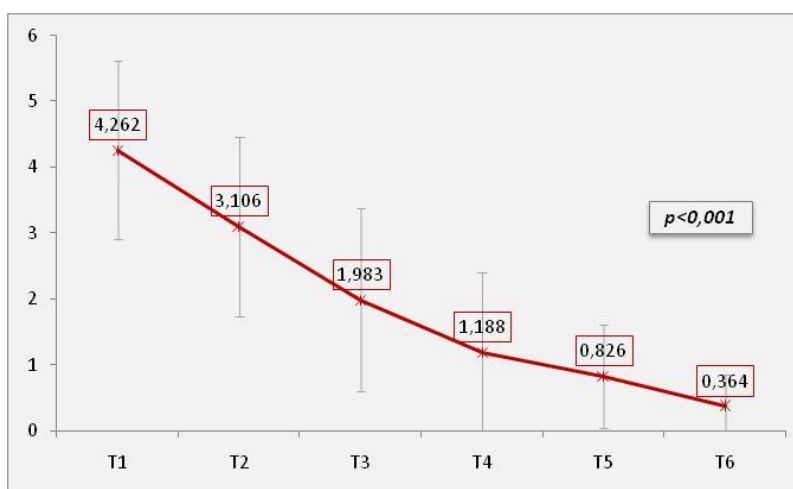
Jednofaktorskom analizom varijanse ponovljenih mjerenja (Repeated Measure ANOVA), ispitano je da li je došlo do statistički značajne promjene u prosječnim razmacima postekstrakcionih prostora kada se mjere metodom skenera. Utvrđena je statistički značajana promjena u prosječnim vrijednostima postekstrakcionih prostora tokom 6 mjeseci (Wilksova $\lambda=0,02$, $F=392,13$, $p=0,000$) (tabela 60).

Tabela 60. Razlike u vrijednostima maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenih skenerom u šest vremenskih intervala

Wilks' Lambda	F	P	η^2
0,022	392,13	0,000	0,978

F - ANOVA ponovljenih merenja; *p* - statistička značajnost; η^2 - kvadrirana Eta;

Izmjerene prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja između zuba postekstrakcionog prostora tokom metodom skenera kroz šest vremenskih intervala, pokazuju da dolazi do smanjenja ovih vrijednosti (slika 22).



Slika 22. Grafički prikaz prosječne vrijednosti maksimalnog rastojanja (mm) među zubima mjerenog skenerom

6.DISKUSIJA

Očekivanja od savremene ortodontske terapije su usmjerena ka skraćivanju vremena njenog trajanja, što zahtjeva brz, precizan i efikasan sistem [159]. Brzina ortodontske terapije je određena sa 4 velike kategorije: socio-demografske osobine, karakteristike i stepen izraženosti ortodontske nepravilnosti, vrsta primjenjene terapije i saradnja sa pacijentom [160]. Kao što postoje konverze o izboru terapije kad je u pitanju ekstrakcija ili ne, tako postoje i razlike u mišljenju oko dužine trajanja liječenja. Smatra se da izabrani način liječenja, sa ili bez ekstrakcija utiče na njenu brzinu i da su ekstrakcije povezane sa dužim vremenom liječenja, naročito ako su u pitanju prvi premolari. U studijama koje su došle do ovih zaključaka, vrijeme terapije je u prosjeku bilo duže za 1 mjesec [161,162,163]. Sam pristup terapiji može da utiče na dužinu liječenja, posebno u slučajevima ako se planirana neekstrakciona terapija usmjeri u pravcu ekstrakcija, odnosno odložena ekstrakcija. Međutim, neke studije su ustanovile da ne postoji vremenska razlika u brzini terapije u odnosu na primjenu ekstrakcija. Na dužinu liječenja pored izbora terapije, razlika među kliničarima može da se pojavi zbog preciznosti i detaljne procedure na kraju terapije, odnosno finiširanja [160].

6.1. Diskusija rezultata zatvaranja postekstrakcionog prostora u odnosu na pol i starost

Saghafi i saradnici su analizirali ulogu iskustva kliničara u izboru terapije u graničnim slučajevima I klase dentoalveolarnih odnosa. Rezultati ove studije ukazuju su da bi mogla postojati povezanost između iskustva kliničara i izbora terapije. Kliničari sa 15 i više godina iskustva izabrali su opciju terapije bez ekstrakcija češće nego njihove kolege sa manje od 5 godina iskustva. Nije pronađena povezanost sa polom ispitanika ili mjestom obrazovanja prilikom izbora terapije. Razlozi zbog kojih bi se ortodonti odlučili za ekstrakciju ili ne su bili slični za oba vrste terapije [164].

Na efikasnost zatvaranja postekstrakcionih prostora utiču brojni faktori kao što su vrsta bravica, veličina žice i primjenjene metode i mehanizmi [165,166]. Takođe, važnu ulogu u efikasnosti terapije imaju individualne razlike, različita struktura periodontalnih vlakana i koštane aktivnosti kod odraslih pacijenata i djece, kao i otpornost alveolarne kosti na pritisak i njen elastični kapacitet [161,167,168].

U ovom istraživanju je ukupno učestvovalo 47 ispitanika u rasponu od 12 do 20 godina, odnosno prosječno $16,21 \pm 2,07$ godina, 35 ženskog i 12 muškog pola. Analiziran je uticaj starosti pacijenta na zatvaranje postekstrakcionih prostora, pri čemu smo ispitanike grupisali u 2 starosne grupe (12-15 i 16-20 godina) kako bi dobili što precizniji rezultate. Iako je kod mlađih brzina zatvaranja prostora bila već 0,98 mm, a kod starijih ispitanika 0,96 mm mjesečno, razlika koju smo ustanovili je bila zanemarljiva,. Ovakvi rezultati pokazuju da je raspon godina bio takav da se razlike nisu ispoljile, jer je većina pacijenata još uvijek bila u fazi rasta.

Nickel i saradnici su takođe ispitivali uticaj starosti pacijenata na brzinu pomjeranja očnjaka u postekstrakcioni prostor. U istraživanju je učestvovalo 30 ispitanika koji su bili u fazi rasta i 11 ispitanika kod kojih je rast bio završen, a raspon godina je iznosio od 10,1-30,9 godina. Brzina pomjeranja očnjaka je kod pacijenata koji rastu iznosila 0,016-0,109 mm dnevno, dok je vrijednost kod ispitanika sa završenim rastom iznosila 0,012-0,066 mm dnevno. Maksimalan odnos je iznosio 4:1, iz čega se može zaključiti da se pomjeranje zuba brže odvijalo kod ispitanika koji još uvijek rastu. Ovakve rezultati se mogu objasniti značajno većom razlikom u godinama ispitanika [169].

Slično istraživanje je sproveo Iwasaki sa saradnicima i došao do rezultata da se prostor brže zatvara kod ispitanika koji su još uvijek rasli ($0,062 \pm 0,026$ mm/dnevno), nego kod pacijenata čiji je rast bio završen ($0,041 \pm 0,019$ mm/dnevno). Prosječan uzrast u grupi ispitanika koji rastu je bio $13,5 \pm 1,7$ godina i u grupi sa završenim rastom $19,2 \pm 5,3$ godina. Ukupna brzina zatvaranja prostora je 1,5 puta bila brža kod grupe koja još uvijek raste. Ovo istraživanje potvrđuje da starost pacijenta može da utiče na pomjeranje zuba [170].

6.2. Diskusija rezultata u odonosu na položaj postekstrakcionoh prostora

Smatra se da iako se primjeni ista jačina sile, postoje razlike u brzini pomjeranja zuba kod različitih osoba. Iwasaki je sa saradnicima proveo niz studija o uticaju raznih bioloških faktora na brzinu pomjeranja zuba. Oni smatraju da postoje genetske razlike u izlučivanju citokina koji utiču na remodelaciju kosti, a samim tim i na pomjeranje zuba [170-173]. Ovi zaključci bi upravo mogli objasniti činjenicu da u ovom istraživanju nije uočena razlika u brzini pomjeranja zuba u odnosu na pol, što je u skladu sa ovim istraživanjem.

Pored uticaja godina i pola na zatvaranje postekstrakcionog prostora, Dudic i saradnici su ispitivali da li se zubi brže pomjeraju u gornjoj ili donjoj vilici. Kod 30 pacijenata su pratili pomjeranje 57 prvih premolara kroz 8 sedmica pri uticaju sile od 1 N, pri čemu su došli do zaključka da pomjeranje zuba se odvija podjednakom brzinom i u gornjoj i u donjoj vilici, kao i da ne postoji razlika u odnosu na pol [174]. Ovakvi rezultati su u skladu sa trenutnim istraživanjem, gdje je utvrđeno da na pomjeranje zuba ne utiče ni pol ni lokacija zuba na desnoj ili lijevoj strani, u gornjoj i donjoj vilici, već da su ti procesi individualni.

Monini i saradnici su kod 25 odraslih pacijenata (23.32 ± 5.08 godina) pratili brzinu zatvaranja postekstrakcionih prostora i došli su do rezultata koji govore o bržem pomjeranju premolara u gornjoj, nego u donjoj vilici. Rezultati ovog istraživanja se mogu objasniti činjenicom da je najmlađi pacijent u tom istraživanju imao 17,66, a najstariji 35,49 godina [175].

Brzina zatvaranja prostora zavisi i od toga kada se počinje sa primjenom sile, pošto regenerativno koštano tkivo popunjava alveolarnu čašicu ekstrahiranog zuba za 3 sedmice i postaje otporno i čvrsto za 3 mjeseca. Kako koštano tkivo postaje čvršće, smanjuje se brzina pomjeranja zuba. Ovo je potvrdilo i istraživanje Haslera i saradnika, koji su kod 22 pacijenta od 10-27 godina posmatrali pomjeranje očnjaka u prostor u kojem je u skorije vrijeme izvršena ekstrakcija prvog premolara i u onaj u kojem je rana već zarasla. Razmak između ekstrakcija kod istog pacijenta je prosječno iznosio 86 dana. Zaključili su da se očnjaci brže pomjeraju u prostor gdje je skorije izvršena ekstrakcija uz veće naginjanje, nego gdje je proces zarastanja završen [176].

Stephens je zaključio da do sponatnog zatvaranja prostora dolazi najbrže odmah poslije ekstrakcije zuba, kao i da veliki uticaj na ovaj proces ima i uzrast pacijenta, odnosno da je on brži kod mlađih pacijenata [177].

U ovom istraživanju su pacijenti bili podvrgnuti bilateralnoj ekstrakciji prvih premolara dva dana prije postavljanja fiksnog ortodontskog aparata kako bi se izbjegao uticaj različitog stepena zarastanja rane. Ustanovljeno je da je pacijentima u prosjeku potrebno 2 dana da se oporave od ekstrakcije zuba. Caushu i saradnici su analizirali vrijeme koje je potrebno za oporavak poslije ekstrakcije zdravih prvih premolara u ortodontske svrhe. U studiju je bilo uključeno 30 pacijenata adolescentskog uzrasta kod kojih je bila indikovana ortodontska terapija

sa ekstrakcijom premolara u najmnje 2 kvadranta, pri čemu je ukupan uzorak iznosio 54 zuba. Ekstrakcija više zuba u istom terminu nije uticala na oporavak, čak je poželjnije da se u isto vrijeme ekstrahuje više od jednog zuba, nego u više seansi. Stariji tinejdžeri su imali nešto duži period oporavka [178].

6.3. Diskusija rezultata zatvaranja postekstrakcionih prostora kliznim mehanizmom

Pokazalo se da među kliničarima, klizna mehanika predstavlja najčešće korišćenu metodu za zatvaranje postekstrakcionog prostora. Rezultati istraživanja koje su u Brazilu sprovedi Monnini i saradnici su pokazala da većina specijalista (63,81%) preferira tehniku zasnovanu na kliznoj mehanici, dok su se aktivne ligature (tie-back) i elastomerni lanaci pokazali kao najviše korišćenim metodama [179]. U sličnoj studiji u Velikoj Britaniji, došli su do rezultata da se omče praktično ne koriste za zatvaranje prostora, a klizna tehnika je korišćena u 98% slučajeva [180].

Metodologija koju su ustanovili McLaughlin i saradnici je korišćena brojnim radovima, tako da je primenjena i u ovom istraživanju. Oni su utvrdili da su četvrtasti čelični lukovi promjera 0,019x0,025 in u bravicama slota 0,022 in najefikasniji za primjenu kliznih mehanizama zato što imaju maksimalnu rigidnost, a istovremeno obezbeđuju dovoljno slobode za klizanje [52,110]. Balhoff i saradnici su proveli studiju u kojoj su poredili različite tehnike postavljanja elastičnih lanaca, i došli su do zaključka da je direktno povezivanje kukice na molaru i brave na očnjaku ili prednje kukice na žici najefikasnije, zbog čega je ovaj metod primenjen i u ovom istraživanju [181]. Elastične opruge su primenjene u 38, dok NiTi zatvorene opruge u 40 slučajeva NiTi zatvorene opruge su primenjivane na isti način kao i elastični lanci, osim u slučajevima gdje su rastojanja od tube na molaru i kukice na očnjaku zahtjevala veća istezanja opruge od njihove dvostruke dužine, zbog čega smo ih postavljali indirektno, preko čeličnih ligatura. Nightingale i saradnici preporučuju metodu indirektnog povezivanja preko čeličnih ligatura u situacijama gde ih nije moguće postaviti direktno ili zbog prevelikog istezanja, što bi za posledicu imalo oštećenje mehanizma i neželjene efekte na pomjeranje zuba [72].

Kontrolni pregledi, na kojima su se primenjeni klizni mehanizmi aktivirali, obavljani su jednom mjesečno, odnosno svake 4 sedmice. U kliničkoj praksi je uobičajeno, da se kontrolni pregledi zakazuju na 4 do 6 sedmica. U istraživanjima koja su pratila zatvaranje postekstrakcionog prostora su takođe provodili kontrolne preglede na 4 sedmice [56,72,181].

Rezultati ovog istraživanja pokazuju da se u posmatranom periodu od 6 mjeseci postekstrakcioni prostori pomoću NiTi zatvorenih opruga zatvaraju brzinom od 1,14 mm (mjereno digitalnim kaliperom), 1,15 mm (mjereno fotografijom) i 1,15 mm (mjereno skenerom). U istom periodu, vrijednosti za elastične lance iznosili su 1,02 mm (mjereno digitalnim kaliperom), 1,0 mm (mjereno fotografijom) i 1,0 mm (mjereno skenerom). Na početku terapije su se prostori brže zatvarali i kod jedne i kod druge metode.

Bokas i Woods su kod 12 pacijenata uzrasta od 13-14,5 godina primijenili ortodontsku terapiju sa ekstrakcijom prvih premolara. Poslije faze nivelacije i ravnjanja, posmatrali su zatvaranje 44 postekstrakciona prostora, gdje su na 22 primijenili NiTi zatvorene spiralne opruge i na 22 elastične lance sa inicijalnom silom približno 200 g. Maksimalna vrijednost zatvaranja prostora je bila 2,33 mm mjesečno za NiTi opruge i 2,00 mm mjesečno za elastične lance. Rezultati ovog istraživanja, takođe pokazuju da se prostor prosječno brže zatvarao sa NiTi zatvorenim spiralnim oprugama (1,85 mm mjesečno), nego sa elastičnim lancima (1,68 mm mjesečno), ali bez statističke značajnosti, što je slično i u skladu sa ovim istraživanjem[95].

Nešto sporije zatvaranje prostora su ustanovili Nightingale i Jones. Kod 22 pacijenata od 12-18 godina su analizirali zatvaranje 40 postekstrakcionih prostora na čeličnom luku 0,019x0,025 in. Kod 15 pacijenata su primjenjene NiTi zatvorene spiralne opruge, a kod 7 ispitanika elastični lanci. Na sedmičnom nivou je primjenom NiTi zatvorenih spiralnih opruga prostor zatvaran za 0,26 mm, a upotrebom elastičnih lanaca 0,21 mm, odnosno 1,04 mm i 0,84 mm na mjesečnom nivou [72]. Ovi rezultati se veoma slični zaključcima studije koju su sproveli Dixon i saradnici.

Dixon i saradnici, pored navedenih, ispitivali su i aktivne ligature. I u njihovom istraživanju su se NiTi zatvorene spiralne opruge pokazale kao najbrži mehanizam (0,81 mm mjesečno), zatim elastične opruge (0,58 mm mjesečno) i najsporije aktivne ligature (0,35 mm mjesečno) [56].

Za razliku od prethodnih autora, Chaudhari i Tarvade su došli do rezultata u kojima postoji statistički značajna razlika u vrijednostima za NiTi zatvorene spiralne opruge i elastični lanac. Dakle, oni su kod 40 pacijenata na čeličnom luku 0,019x0,025 in, kod 20 pacijenata primijenili elastične lance, a kod 20 NiTi zatvorene opruge sa inicijalnom silom od 200 g. U toku

4 mjeseca mjerenja su izvršena pomoću digitalnog nonijusa od vrha kvržice na očnjaku do vrha meziobukalne kvržice na prvom stalnom molaru. NiTi zatvorene opruge su brže zatvarale prostore, i to u prosjeku 0,87 mm mjesečno, dok su elastični lanci bili sporiji sa 0,62 mm mjesečno [107].

Rezultati istraživanja Fanga i saradnika su u saglasnosti sa prethodnim, pri čemu je ta razlika još veća. Kod 42 pacijenta adolescentskog uzrasta posmatrali su zatvaranje posteeekstrakcionog prostora u gornjoj vilici. U bravice sa slotom 0,022 in je postavljen čelični luk 0,019x0,025 in i u 2 grupe su primjenjene 2 različite metode sa istim početnim silama. Brzina zatvaranja prostora se značajno razlikovala i iznosila je 1,06 mm za NiTi opruge i 0,52 mm mjesečno za elastične lance. U ovim istraživanjima korišćena je metoda *en-masse* pomjeranja zuba gde su se mehanizmi postavljali na kukice koje su lotovane na čeličnu žicu i za kukicu na tubi. Autori na kraju zaključuju da bi kod primjene elastičnih lanaca trebalo povećati inicijalnu silu ili češće zakazivati kontrolne preglede [105].

Talwar i Bath su takođe ispitivali efikasnost elastičnih lanaca i Niti zatvorenih opruga kod pacijenata koji su u prosjeku imali 15,2 do 27,5 godina. Primjenjena metodologija se nije razlikovala od prethodna dva istraživanja (slot 0,022 in, čelični luk 0,019x0,025 in, sila od 200 g i kontrolni pregledi jednom mjesečno). I u ovom istraživanju je efikasnost NiTi opruga ($1,33 \pm 0,13$ mm/mjesečno) bila veća u odnosu na elastične lance ($1,62 \pm 0,14$ mm/mjesečno), ali pored statističkog, ova vrijednost nema klinički značaj [182].

Da bi se izvršila objektivnija procjena efikasnosti neke metode i eliminisale individualne razlike, u kliničku praksu su uvedene „split-mouth“ kliničke studije [183]. One omogućavaju da se kod istog pacijenta primjene dvije različite metode. Ovakve kliničke studije su moguće kod primjene klizne mehanike [60,95,184]. Međutim, postojanje interne bilateralne razlike i asimetrično zatvaranje prostora je uobičajeno u ortodontskim kliničkoj praksi. U trenutnom istraživanju, obostrana asimetrija zatvaranja prostora bila je prisutna u obe grupe, a grupa elastomernih lanaca pokazala je više asimetričnog zatvaranja prostora. Jedno od mogućih objašnjenje za bilateralno asimetrično zatvaranje prostora bila bi patološka asimetrija u crtama lica i kraniofacijalnoj morfologiji. Asimetrija se obično javlja u tri dimenzije, što doveli do disbalansa oralnog okruženja. Funkcija mastikatornih mišića je jedan od faktora okruženja i ima

veoma važnu ulogu u regulaciji kraniofacijalnog rasta. Navika unilateralnog žvakanja doprinosi različitim mastikatornim funkcijama i na taj način može da dovede do promjena u visini, širini, kao i debljini alveolarne kosti. Pored ovog, i različit proces zarastanja poslije ekstrakcije može dovesti do bilateralne asimetrije u zatvaranju prostora [176].

Procjenu bilateralne asimetričnosti je ispitivao Fang sa saradnicima i ustanovio da elastomerni lanci dovode do veće razlike u odnosu na NiTi zatvorene opruge, koje su se pokazale kao pouzdanije. Da bi preciznije odredili ove vrijednosti, autori su koristili formulu za izračunavanje indeksa asimetrije koji predstavlja omjer razlike vrijednosti za bržu i sporiju stranu sa vrijednošću za bržu stranu pomnožen sa 100%. Zaključili su da se ova razlika može objasniti brzim gubitkom sile kod elastičnih lanaca koja podliježu degradaciji u oralnoj sredini [105].

U ovoj studiji je jedna metoda zatvaranja postekstrakcionog prostora primjenjena kod istog pacijenta. Rezultati koje smo dobili ukazuju da se prostori sa lijeve i desne strane ne zatvaraju jednakom brzinom, bez obzira koja metoda se primjenjuje.

Na efikasnost zatvaranja postekstrakcionih prostora utiču brojni faktori, jedan od njih je vrsta bravica, odnosno materijal od kojeg su napravljene. Iako je prošlo više od 80 godina od uvođenja bravica od nerđajućeg čelika (SS), one se i dalje najviše koriste zahvaljujući svojim vrhunskim fizičkim i mehaničkim osobinama, dok je možda jedini njihov nedostatak estetike [185].

Al-Sayagh i Ismael su ispitivali različite kombinacije bravica i lukova kako bi ustanovili vrstu kretanja očnjaka i brzinu zatvaranja prostora elastičnim lancem i NiTi zatvorenim oprugama na tipodontu uz inicijalnu silu od 180 g. U istraživanju su korišćene konvencionalne metalne i keramičke bravice sa slotom 0,022 in uz čelične lukove 0,018 in okruglog i 0,018x0,022 in i 0,019x0,025 in četvrtastog presjeka. U odnosu na vrstu luka, kod čeličnih lukovi većeg promjera naginjenje očnjaka je bilo manje uz neznatnu razliku između 0,018x0,022 in i 0,019x0,025 in, dok je čelični luk okruglog presjeka pretrpio izvjestan stepen deformacije uz veće naginjanje očnjaka. U odnosu na primjenjenu metodu, NiTi zatvorene opruge su dovodile do većeg naginjanja očnjaka u odnosu na elastični lanac, osim kod čeličnog luka 0,019x0,025 in. U odnosu na vrstu bravica, na okruglom 0,018 in luku nije bilo razlike,

nešto veće naginjanje je uočeno kod metalnih bravica na lukovima većeg presjeka. Autori sugerišu da se kod obe metode primjenjuje klizni mehanizam na kukicu očnjaka kako bi došlo do što manjeg naginjanja krunice u postekstrakcioni prostor [186].

U ovom istraživanju su korišćene čelične bravice sa slotom 0,022 in koje se smatraju bravicama izbora kod terapije u kojoj se koristi klizni mehanizam. Metalne bravice su pouzdane, jer je smanjena mogućnost od fizičkog oštećenja i lomljenja, manje zadržavaju plak, zbog čega je omogućena lakša higijena. Zbog glatke površine pružaju manji otpor klizanju, a njihova ekonomičnost je poželjna za studiju poput ove [187,188].

U većini studija u kojima se ispituje klizna mehanika korišćene su metalne bravice, međutim u svakodnevnoj kliničkoj praksi se susrećemo sa velikim estetskim zahtjevima pacijenata. Upotreba keramičkih bravica trenutno predstavlja estetsku alternativu, iako je njihova upotreba ograničena [189]. One dovode do abrazije gleđi, lakše se lome i imaju veći koeficijent trenja, povećavajući otpornost na klizanje. I do 60% sile koja se primjeni na pomjeranje zuba, može se izgubiti kao rezultat otpora keramičkih bravica na klizanje, što dovodi i do produžavanja terapije [190]. Uprkos naporima proizvođača da im poboljšaju kvalitet zaglađivanjem ivica slotova, ugradnjom metalnih slotova i glaziranjem površina, fizička svojstva keramičkih bravica su još uvijek inferiorna u odnosu na metalne [60,191].

Guerrero i saradnici su ispitivali odnos između tri vrste keramičkih bravica i konvencionalnih metalnih bravica sa slotom 0,022 in i njihov odnos sa četvrtastim SS i NiTi lukovima 0,019x0,025 in. Najmanje trenje su imale metalne bravice, dok metalni slot keramičkih bravica nije efikasno redukovao trenje. Monokristalne keramičke bravice su pokazale najveći otpor klizanju, dok su NiTi žičani lukovi pokazali najmanju srednju vrijednost trenja u odnosu sa svim testiranim bravicama [190].

Slično istraživanje su sproveli Williams i Khalaf, ali su u studiju uključili i keramičke samoligirajuće bravice. Otpor klizanju su poredili u odnosu sa SS okruglim 0,014 in i SS četvrtastim 0,018x0,025 in žičanim lukovima. Samoligirajuće i keramičke bravice sa metalnim slotom su pokazale manje trenje u odnosu na konvencionalne keramičke, ali su čelične bravice imale najbolje fizičke osobine. Promjena luka sa okruglog 0,014 in na četvrtasti 0,018x0,025 in

kod metalnih i keramičkih bravica sa metalnim slotom, dovela je do povećanja otpora klizanju [188].

Laboratorijsku analizu dodatka silicijum dioksida keramičkim bravicama na otpor klizanju izvršili su Cha i saradnici. Ispitivali su fizička svojstva 4 različite vrste estetskih bravica, i to polikristalne bravice sa i bez metalnog slotu, polikristalne bravice presvučene oksidom silicijuma, monokristalne safirne bravice. Kao kontrolnu grupu su koristili konvencionalne čelične bravice. Najmanji otpor klizanju su imale čelične bravice, ovoj vrijednosti su se približile polikristalne bravice sa metalnim slotom. Dodatak silicijum dioksida je značajno uticao na smanjenje trenja, dok su monokristalne safirne bravice pokazale najveće trenje [187].

Zbog lakog pucanja i odlamanja gleđi u procesu debondiranja keramičkih bravica istraživanja su se usmjerila ka plastičnim bravicama. Originalne plastične bravice su napravljene od nepopunjenih polikarbonata što je prouzrokovalo probleme povezane sa smanjenom tvrdoćom, manjom otpornosti na habanje, intraoralnom plastifikacijom, apsorpcijom tečnosti iz usta koja dovodi do neprijatnog mirisa, kao i nepravilne površine baze slotu bravica [192]. Ovi nedostaci su uticali na veličinu trenja između bravice i žičanog luka [193]. Iako površina slotu makroskopski izgleda glatka, nepravilnosti koje se na njoj nalaze dovode do kontakta luka i pojedinih tačaka na vrhovima izbočenja na bazi slotu što dovodi do abrazije tokom kliznih pokreta zuba. Da bi se smanjila hrapavost i povećala krutost i čvrstoća, proizvođači su pokušali poboljšati mehaničke osobine ovih bravica proizvodnjom bravica ojačanih sa staklenim vlaknima i filerima, kao i ubacivanjem metalnog slotu [192,194].

Choi i saradnici su ispitivali uticaj hrapavosti baze slotu bravice kod konvencionalnih i unapređenih plastičnih bravica skeniranjem elektronskom mikroskopijom i trodimenzionalnim optičkim profilisanjem površine. Kao što je očekivano, baza slotu kod konvencionalnih plastičnih je bila veoma hrapava, dok su staklenim vlaknima i filerima ojačane bravice pokazale veći otpor klizanju u odnosu na plastične bravice sa metalnim slotom. Autori zaključuju da bi inkorporiranje metalnog slotu u plastične bravice najviše smanjilo trenje [195].

Na brzinu i preciznost ortodontske terapije, utiču i vrsta ligacije. Istraživanja uglavnom polaze od pretpostavke da, zbog manjeg trenja koje proizvode samoligirajuće bravice, dolazi do bržeg zatvaranja postekstrakcionog prostora. Samoligirajuće bravice imaju mnoge prednosti u

odnosu na druge vrste ligacije, kao što je sigurnost ligacije, omogućena bolja higijena i duži intervali između kontrola [196]. Iako im se pripisuje manje trenje i kraće vrijeme terapije, neke studije ovo osporavaju.

Turnbull i Birnie su ispitivali njihovu efikasnost kroz mjerenje vremena potrebnog za promjenu žičanog luka na kontrolama. U odnosu na elastične ligature, prosječno vrijeme ligacije je bilo statistički značajno, posebno kad su u pitanju žičani lukovi većeg promjera [197].

Miles je ispitivao uticaj vrste ligacije na zatvaranje postekstrakcionog prostora. Kod 19 pacijenata kod kojih je bila indikovana ekstrakciona terapija proveo je *split-mouth* studiju, gdje je kod istih ispitanika primjenjivao sa jedne strane konvencionalne bravice, a sa druge strane samoligirajuće pasivne bravice. Za zatvaranje postekstrakcionog prostora su primjenjene NiTi zatvorene opruge, a za mjesečno mjerenje ovog prostora digitalni nonijus preciznosti 0,1mm. Nije pronađena statistički značajna razlika, s obzirom da su prosječne vrijednosti kod konvencionalnih bravica iznosile 1,2 mm, a za samoligirajuće 1,1 mm mjesečno [104].

Sličnu *split-mouth* studiju je sproveo i Mezzomo sa saradnicima, samo za ligaciju je koristio gumene ligature, a kao klizni mehanizam elastične lance uz primjenu sile od 150 g. Na mjesečnim kontrolama su uzimani otisci, a mjerenja su izvršena indirektnom metodom sa digitalnim nonijusom. Rezultati su pokazali da zatvaranje prostora konvencionalnim bravicama se odvija brzinom od 0,84 mm mjesečno, dok za samoligirajuće bravice je ova vrijednost iznosila 0,90 mm mjesečno [198].

U kliničkoj praksi se mehanizmi za zatvaranje postekstrakcionih prostora najčešće koriste u drugoj fazi terapije fiksnim ortodontskim aparatima poslije nivelisanja i ravnjanja. Cilj studije koju su sprovedi Songra i saradnici je bio da se ispita efikasnost konvencionalnih i aktivnih i pasivnih samoligirajućih bravica u fazi inicijalne nivelacije i prilikom zatvaranja postekstrakcionih prostora pomoću NiTi zatvorenih opruga. U toku terapije, svakih 12 sedmica su uzimani otisci za situacione modele kako bi se izvršila indirektna mjerenja pomoću digitalnog šublera. Nije postojala statistički značajna razlika između aktivnih i pasivnih samoligirajućih bravica u fazi nivelacije, dok je razlika postojala u odnosu na se konvencionalne bravice kod kojih se najbrže odvijala. Zatvaranje postekstrakcionog prostora se odvijalo ujednačeno zbog čega

nije bilo razlike u odnosu na vrstu bravice. Nivelacija se brže odvijala u gornjoj vilici, dok se prostor brže zatvarao u donjoj vilici, osim kod pasivnih samoligirajućih bravica [199].

U ovom istraživanju za ligaciju su korišćene gumene ligature u različitim bojama od istog proizvođača. Iako se smatra da one vremenom gube elastična svojstva, upijaju mirise i mijenjaju boju, za odabir vrste ligacije presudne su bile jednostavnost, brzina i ekonomičnost. Njihova aplikacija je veoma jednostavna i brža je u odnosu na žičane ligature. Gumene ligature imaju veću tendenciju za zadržavanje i razmnožavanje bakterija, dok žičane ligature više nakupljaju plak [200]. Iako su samoligirajuće bravice na prvom mjestu po brzini, jednostavnosti i higijeni, mogućnost njihovog oštećenja i lomljenja bukalnog klipa, kao i visoka cijena, presudile su u korist gumenih ligatura.

6.4. Diskusija rezultata zatvaranja postekstrakcionog prostora sistemom bez trenja, omčama

Tokom vremena razvile su se omče različitog dizajna sa određenim prednostima i nedostacima. Najčešće se koristi omča u obliku suze (teardrop) od nerđajućeg čelika zbog lakoće njenog oblikovanja. Iako ima jednostavan dizajn, proizvodi veoma velike sile i sa malom aktivacijom. Prepoznata je kao efikasno sredstvo za postizanje željenog pomjeranja zuba kod zatvaranja postekstrakcionog prostora sa različim momentima (M) između prednjeg i zadnjeg segmenta. Povećanje dužine žice uz istovremeno održavanje promjera žice smanjuje stopu otklona opterećenja (L/D). Takođe, raspodjela žice u odnosu na bravicu određuje omjer momenta-sile (M/F). Dakle, kretanje zuba se postiže deaktivacijom same omče tako da otpor kretanju ne predstavlja problem. Kod omče u obliku suze, postoji veća stalnost sile i precizna kontrola pokreta zuba moguća je na predvidljiv način. Simetričan oblik omogućava da se postigne različit moment sile (M) i kako se prostori za ekstrakciju zatvaraju poboljšava se kontrola uporišta i predvidljivost sistema sile [201].

U ovom istraživanju su primjenjene omče u obliku suze kao najjednostavniji dizajn za zatvaranje postekstrakcionog prostora, a brzina zatvaranja je iznosila 0,86 mm mjesečno (mjereno digitalnim kaliperom), 0,85 mm (mjereno fotografijom) i 0,89 mm (mjereno skenerom).

Obaidi i Sabah su ispitivali uticaj dizajna omči na zatvaranje postekstrakcionog prostora. U istraživanju je ispitivano 8 vrsta različitih omči: vertikalna, vertikalna sa heliksom, T omča, readymade-gotova omča, Poul Gjessing-PG omča, omča u obliku suze, opus i L omča. Srednja vrijednost zatvaranja postekstrakcionog prostora je iznosila od 0,61 mm za gotovu omču do 0,81 mm za vertikalnu omču. Opruga u obliku suze je prostor zatvarala za 0,75 mm mjesečno. Razlike u ovim vrijednostima autori pripisuju jačini sile koju generišu određene sile, kao i njihovoj postojanosti kroz vrijeme [126].

Analizu zatvaranja prostora kliznom mehanikom i mehanikom sa omčama su izvršili Hayashi i saradnici, upoređujući NiTi zatvorene opruge i Rickets-ovu omču za retrakciju očnjaka. Rezultati pokazuju da sa primjenom sile od 1 N za zatvaranje prostora na mjesečnom nivou sa kliznom mehanikom iznosi 1,41 mm, dok sa mehanizmom sa omčama 1,91 mm, dok bolju kontrolu rotacije očnjaka je imala klizna mehanika [202]. Ove tvrdnje je potvrdila i studija Rhee-a i saradnika, s tim da su oni uočili smanjeno naginjanje i ekstruziju zuba, a ove razlike u rezultatima se mogu objasniti time što je ova studija izvedena na tipodontima [203].

6.5. Diskusija rezultata uporedne analize tri metode za zatvaranje postekstrakcionog prostora

Rezultati uporedne analize tri metode zatvaranja postekstrakcionog prostora pokazuju da se on najbrže zatvara metodom NiTi zatvorene opruge, odnosno 1,14 mm mjesečno, elastičnim lancem 1.0 mm mjesečno, dok metodom omče 0,86 mm mjesečno. Prostori su se brže zatvarali na početku primjene svih mehanizama, dok je u posljednjim intervalima izmjerena nešto manja vrijednost.

Prilikom mjerenja digitalnim kaliperom ustanovljeno je da se prostor zatvara primjenom sve tri metode, ali da promjene ne zavise od primijenjenog mehanizma. Kad je postekstrakcioni prostor izmjeren metodom fotografije, procentualno smanjenje razmaka između zuba koji zatvaraju postekstrakcioni prostor je bilo najveće za metodu omče (-94,43%), zatim za NiTi (89,41%) i elastični lanac (-89,08%). Ovo se može objasniti time da je na početku zatvaranja prostora (T_1) prosječna vrijednost mjerena fotografijom za NiTi zatvorene opruge iznosila 6,21 mm, za elastični lanac 5,45 mm, a za omču 4,47 mm. Iako je brzina zatvaranja

druga dva mehanizma bila veća, vrijednost postekstrakcionih prostora je bila manja kod metode omče, zbog čega je došlo do većeg zatvaranja prostora.

Slični rezultati su dobijeni prilikom mjerenja pomoću skenera. Dakle, prosječne vrijednosti postekstrakcionog prostora pri prvom mjerenju (T_1) skenerom su iznosile 6,25 mm za NiTi zatvorene opruge, 5,56 mm za elastični lanac i 4,62 mm za omče. Zbog ovakvih početnih vrijednosti mjerenja, rezultat procentualnog smanjenja ekstrakcionog prostora je iznosio -94,39% za metodu omče, -88,98% za NiTi zatvorenu oprugu i -88,88% za elastični lanac.

6.6. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije

Optimalna ortodonska terapija zahtjeva primjenu mehanike koja vodi do maksimalne brzine pomjeranja zuba uz minimalno ireverzibilno oštećenje korijena, parodontalnog ligamenta i alveolarne kosti [204]. Proffit i saradnici opisuju optimalnu jačina sile za ortodonsko pomjeranje zuba (OTM) kao najlakšu silu koja pruža maksimum ili skoro maksimalni odgovor. Iako su važni i drugi biološki indikatori, poput ćelijskog odgovora, oštećenja tkiva, bolova i sklonosti ka relapsu, literatura koja se odnosi na efikasnost načina ortodontskog liječenja uglavnom se fokusira na odnos između veličine ortodontske sile i brzine kretanja zuba tokom aktivnog liječenja [205].

U zavisnosti od veličine sile koja se primjenjuje, mogu se pojaviti različite vrste resorpcije u zonama pomjeranja zuba. Ukoliko se primjenjuju jake sile, može doći do nekroze okolnog tkiva i podminirajuće resorpcije sa zonama hijalinizacije i dovesti do zadržavanja u pomjeranju zuba. Primjenom blagih kontinuiranih sila, dolazi do glatkog kretanja zuba uz pojavu poželjnog oblika resorpcije, odnosno frontalne resorpcije [156].

Eksperimenti na životinjama pokazali su da je maksimalna pomjeranja zuba bila slična za širok raspon sila, što ukazuje da se čak i sa slabijim silama može postići maksimalan biološki odgovor [206]. Iwasaki i saradnici su otkrili da se i kod ljudi efikasno kretanje zuba može proizvesti sa malim silama i da veće sile ne moraju nužno dovesti do bržeg kretanja zuba [170]. U ovom istraživanju prosječna sila na početku aktivacije je iznosila 231,02 g, dok je na kraju aktivacionog perioda poslije, 4 sedmice ova vrijednost prosječno iznosila 121,99 g.

6.6.1. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije kod klizninog mehanizma

Na efikasnije i brže zatvaranje postekstrakcionog prostora utiče i opadanje sile primjenjenog mehanizma kroz vrijeme. Samo blage kontinuirane sile obezbeđuju optimalan sistem sila za pomjeranje zuba na biološki prihvatljiv način bez neželjenih efekata. Ortodontsko pomjeranje zuba zahtjeva primjenu kontinuirane sile kroz određeni vremenski period, pri čemu se efikasnost povećava ukoliko se jačina sile održi što duže [82,207]. U odnosu na trajanje, fiksnim ortodontskim aparatima se mogu proizvesti dvije vrste sila: kontinuirane i diskontinuirane.

Kontinuirane pokazuju isti nivo u toku 24 sata, i trend neznačajnog pada između kontrolnih pregleda. Diskontinuirane sile naglo padaju, tako da se pri sljedećoj kontroli nalaze na nuli [2]. Sila koju proizvode elastični lanci, opada ubrzano u prva 24 sata i zatim nastavlja da opada i dalje sve do sljedećeg kontrolnog pregleda, zbog čega se ova sila pre može nazvati intermitentna, nego kontinuirana [57]. Nikl titanijumske legure imaju osobine superelastičnosti i memorisanja oblika, zbog čega NiTi zatvorene opruge proizvode blage kontinuirane sile kroz duži vremenski period. U nekoliko *in vivo* studija, NiTi opruge su pokazale da obezbeđuju brže i pouzdanije zatvaranje prostora, što je u skladu sa ovim istraživanjem. Smatra se da zadržavanje konstantne sile kroz određeni vremenski period najviše doprinosi njihovoj efikasnosti [98,165].

Prvu studiju o optimalnoj sili za retrakciju očnjaka su proveli Storey i Smith i došli do zaključka da sila od 150-200 g dovodi do najefikasnijeg pomjeranja. Oni tvrde da slabije sile nemaju takvu efikasnost, a jače dovode do hijalinizacije tkiva što za posledicu ima ometanje procesa pomjeranja zuba [208]. Rezultate ove studije su, i poslije mnogo vremena potvrdili Lee i saradnici [209].

Nattrass i saradnici su kroz *in vitro* studiju pokušali da utvrde ne samo kako kliničari primenjuju sile za zatvaranje prostora prilikom korišćenja klizne mehanike, već i da odrede nivo inicijalne sile. Na tipodontu sa preostalim prostorom od ekstrakcije prvog premolara u svakom kvadrantu, koji je simulirao zatvaranje prostora koristeći mehaniku klizanja. U razmaku od najmanje dva mjeseca, od kliničara je zatraženo da primjene tri sistema klizne mehanike koji bi

primjenili u kliničkoj situaciji. Zaključeno je da su kliničari su bili individualno bili dosljedni u aplikaciji inicijalne sile, iako su između pojedinaca bile velike razlike. Međutim, ovi kliničari su primenjivali vrlo različite sile kada su koristili svaki od tri sistema klizne mehanike. Veće sile koriste kod upotrebe aktivnih ligature (tie-back), zatim elastomernog lanca i najmanje kod NiTi opruga [210]. U ovom istraživanju su korišćene sile sa prosječnim vrijednostima oko 200 g, koje smo aktivirali jednom mjesečno kroz posmatrani period od 6 mjeseci.

6.6.1.1. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije za elastične lance

Kada se elastomerni lanci nađu u usnoj šupljini, počinju da apsorbuju pljuvačku, preboje se i trajno deformišu usljed kidanja unutrašnjih veza. Izloženost pljuvački i oralnoj temperaturi može da smanji mogućnost održavanja istog nivoa sile kroz duži vremenski period [83]. Brojne studije su pokazale da način proizvodnje i sastav može da utiče na prenos sile, pa se tako pokazalo da bezbojni elastomerni lanci duže zadržavaju određeni nivo sile u odnosu na obojene [82]. U ovoj studiji su korišćeni isključivo bezbojni elastomerni lanci. Prosječna inicijalna sila na kontrolnim pregledima se kretala između 184,5-205,38g, dok je rezidualna bila u rasponu od 100,39-113,00g. Iz ovog se može zaključiti da su elastični lanci zadržavali u prosjeku 53,41% početne sile.

U nekoliko studija je ustanovljeno da elastomerni lanci mijenjaju nivo sile kroz vrijeme, i to najviše tokom prvih sati i prvog dana tako da ona opada između 40-50%, da bi se opadanje nastavilo u manjem iznosu. Poslije 4 sedmice prosječna degradacija je iznosila od 50-85% što je zavisilo od tipa istraživanja i vrste elastičnog lanca [82,181,211].

Elastomerni lanac najčešće povezuje kukicu na bočnim zubima, obično molarima, i za određeni prednji zub ili kukicu na očnjaku kako bi se postiglo željeno pomjeranje zuba. Balhoff i saradnici su proveli studiju u kojoj su poredili različite tehnike postavljanja 4 vrste elastomernih lanaca. Poredili su tri načina aplikacije elastomernih lanaca: konfiguracija 6-5-3 (očnjak, drugi premolar i prvi molar), konfiguracija 6-3 (očnjak i prvi stalni molar) i omča od elastičnog lanca (prvi molar, oko kukice na očnjaku i nazad na molar). Došli su do zaključka da je direktno povezivanje kukice na molaru i kukice bravice na očnjaku najefikasnije kod zatvaranja postekstrakcionog prostora, kao i da dolazi do najmanjeg opadanja sile. Gubitak sile za prvu

konfiguraciju (6-5-3) je iznosio 42–68%, za omču od elastičnog lanca 39–55% i treća konfiguracija (6-3) 32–60% [183].

U ovom istraživanju je korišćena ista vrsta memorijskog elastičnog lanca (*American Orthodontics memory chain*) uz primjenu sile od oko 200 g. Mirashemi i saradnici su ispitivali elastične lance sa memorijskom tehnologijom (*memory chain*). Primjena ove tehnologija ima ulogu da omogući elastičnim lancima da što duže održe silu kroz vrijeme. U sprovedenoj studiji su analizirali 3 vrste konvencionalnih i tri vrste novih memorijskih elastičnih lanaca. Rezultati pokazuju da je opadanje sile u prvom satu u prosjeku iznosilo 17,93% za konvecionalne, a 4,83% za memorijsku grupu, dok poslije 24 sata, elastičnim lancima iz prve grupe je preostalo 74%, a iz druge grupe 90,7% početne sile. Poslije 4 sedmice preostala sila za konvencionalne elastične lance se kretala u rasponu od 26-40%, a za memorijske od 60-63%. Najbolje rezultate je pokazao memorijski elastični lanac *American Orthodontics memory chain*. Da bi se postigla sila od 200g, memorijski elastični lanci su se morali više istegnuti o odnosu početnu dužinu u odnosu na konvencionalne [212]. Upotrebu memorijskih lanaca preporučuju i Pires i saradnici koji su kroz laboratorijsku studiju potvrdili da se sila duže održava kroz vrijeme kod ove vrste elastičnih lanaca [76].

Da bi se postigla umjerena i relativno stabilna sila kroz vrijeme, neki autori preporučuju „*pre-stretching*“. Ovaj postupak podrazumijeva da se elastični lanac prije aplikacije rastegne kako bi se primjenio stres istezanja na molekularne veze iz polimernog materijala u cilju poboljšanja sile koju generiše elastični lanac [82]. Kim i saradnici su ispitivali uticaj „*pre-stretching*“ na opadanje sile kroz vrijeme i ustanovili da ona ima efekat u prvom satu, a kasnije opada kao i kad se ova metoda ne primjenjuje [213].

U ovom istraživanju nije korišćena metoda „*pre-stretching*“, nego je primjenjena inicijalna sila koju elastični lanac ima kad se prvi put upotrijebi iz koluta, kako nejednakim istezanjem ne bi došlo do narušavanja uniformnih mehaničkih osobina koje određuje proizvođač.

6.6.1.2. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije za NiTi zatvorene spiralne opruge

Uticaj faktora oralnog okruženja na opadanje sile kod NiTi zatvorenih opruga je ispitan kroz mnogobrojne studije. Utvrđeno je da ni hrana i ni tečnosti koje se nađu u ustima uključujući i pljuvačku, ne utiču na silu koju generišu ove opruge [85,101,103,112]. Jedino je ustanovljeno da velike temperaturne razlike mogu dovesti promjenene u nivou sile [214,215]. U ovom istraživanju nije bilo moguće kontrolisanje ovih uslova, tako da smo u komunikaciji sa pacijentima jedino zabilježili da im je otežano održavanje higijene, kao i zadržavanje hrane na oprugama, posebno na kraju aktivacionog ciklusa, kad se smanji razmak između navoja.

U ovom istraživanju, prosječna inicijalna sila na kontrolnim pregledima se kretala između 189,00-210,25 g, dok je rezidualna bila u rasponu 117,56-133,50 g. Iz ovog se može zaključiti da su NiTi zatvorene opruge zadržavali u prosjeku 61,57% početne sile.

Wichelhaus i saradnici su proveli studiju u kojoj su posmatrali opadanje sile kod NiTi opruga kroz vrijeme, uzimajući u obzir uticaj temperaturnih ciklusa u usnoj šupljini i mehaničke mikro cikluse koji simuliraju uzimanje različitih namirnica i žvakanja. Utvrdili su da ovi faktori imaju vrlo mali uticaj na mehaničke osobine NiTi opruga, odnosno da ne doprinose opadanju sile kroz vrijeme [98].

Rezultati laboratorijskih studija u kojima se ispituju mehanička svojstva nekog materijala u kontrolisanim uslovima, veoma često se razlikuju kada određeni materijal dospije u uslove oralne sredine. Međutim, Cox i saradnici su poredili opadanje sile kod NiTi zatvorenih opruga koje su korišćene intraoralno i kontrolnih laboratorijskih opruga u vještačkoj pljuvački na 37°C. Opruge su pokazale da u 4 sedmice kliničke primjene njihova sila opada za 12%, a od 4. do 8. sedmice za još 7%, poslije čega sila ostaje na istom nivou. Iako dolazi do opadanja sile, izmjereno je zatvaranje prostora u iznosu od 0,91 mm. Razlika između klinički primjenjenih i laboratorijskih opruga nije bila statistički značajna [216].

Za mehanizme koji se koriste za zatvaranje postekstrakcionih prostora, veoma je važno da imaju kontinuitet, odnosno da u što većem iznosu zadrže silu kroz vrijeme. Kishorekumar i saradnici su pratili opadanje sile NiTi opruga kroz određenene vremenske intervale. Ukupan uzorak činilo je 30 NiTi opruga od 9 mm od 3 različita proizvođača (*Lancer orthodontics*, *Ortho technology*, *GAC international*). Na početku su NiTi opuge istegnute kako bi proizvele silu od 150 g. Na kraju 4 sedmice gubitak sile za GAC oprugu (29,03%) je bio veći od opruge Lancer

(21,61%) i Orthotech (14,62%). GAC opruga je pokazala značajnu degradaciju sile tokom većine intervala, iako je bila izložena martensitnom platou, nije postigla ciljanu silu u opsegu aktiviranja koju je dao proizvođač (1 do 12 mm). Lancer opruga nije pokazala značajniji gubitak sile tokom prva 24 sata, dok su Orthotech opruge pokazale manju degradaciju sile tokom cijelog perioda. Autori preporučuju istezanje opruge Lancer i Orthotech za 1/3 dužine, a za GAC opruge od 1/2 do 1/3 njegove originalne dužine [217].

Maganzini i saradnici su mjerili inicijalnu silu kod 14 različitih NiTi zatvorenih opruga od 9 mm od 5 proizvođača. Ustanovili su da samo 6 od njih pri deaktivaciji ima manju promjenu u intezitezitetu od 50 g, dok su neke opruge imale i opadanje sile za iznos veći od 100 g. Autori smatraju da prvenstveno do ovakvih rezultata može doći zato što pored dimenzija 9 mm i 12 mm, proizvođači uz njih daju i opisna imena (npr. *ultra light, light, medium, heavy, extra heavy*), dok drugi obilježavaju konstantnu silu koju opruge generišu (100 g, 150 g i 200 g). Ovo može da zavara kliničare, naročito ako se u obzir uzme činjenica da light modeli testiranih opruga jednog proizvođača proizvode silu od 103-120 g, a kod drugog od 121-226 g [218].

U kliničko-laboratorijskoj studiji, Geng i saradnici su ispitivali nivo sile koju proizvode NiTi zatvorene opruge tokom zatvaranja postekstrakcionih prostora. Ova studija je pokazala je da je gubitak maksimalne sile i opadanje sila na deaktivacijskom platou, nisu zavisile od vremena kod primjene NiTi zatvorenih opruga. Autori zaključuju da treba obratiti pažnju da se opruge prekomjerno ne istežu kod postavljanja. Termički ciklusi iz dnevne hrane i pića mogu doprinijeti opadanju sile ovih opruga, dok termička obrada može pomoći da se vrate u početno stanje. Klinički je potvrđeno je da zatvaranje prostora ovom metodom iznosilo oko 1 mm bilo je ujednačeno tokom 16 sedmica [219].

Prilikom istezanja, NiTi opruge pretrpe izvjestan stepen deformacije. Vieira i saradnici su ispitivali deformaciju NiTi opruga poslije njihovog istezanja i njen uticaj na aktivnost. Sa kliničkog stanovišta, čak i sa značajnim deformacijama od oko 30%, neke opruge bi i dalje mogle biti efikasne u zavisnosti od situacije u kojoj se koriste. Pri zatvaranju postekstrakcionih prostora, NiTi opruge obično se pričvršćuju od kukice na prvim molarima do kukice na očnjacima (oko 23 mm rastojanja), i nakon zatvaranja prostora od 7 mm, još uvijek bi bile aktivne za 16 mm preostalog prostora [220,221].

U ovom istraživanju smo primjenjivali NiTi opruge istog proizvođača, tako da proizvode silu oko 200 g. Ukoliko bi pri većim rastezanjima generisala prejak silu, NiTi opruge smo vezivali preko žičanih ligatura na molarima.

6.6.1.3. Diskusija rezultata između primjenjene sile i zatvaranja postekstrakcionog prostora

U ovom istraživanju je ispitivana i korelacija između jačine sile i smanjenja širine postekstrakcionog prostora. Ustanovljeno je da ne postoji statistički značajna povezanost između navedenih varijabli ($p > .05$), što znači da veličina promjena u postekstrakcionom prostoru nije zavisila od jačine početne sile kod metode elastomernog lanca, ali i kod NiTi zatvorenih spiralnih opruga. Rezultati su bili i očekivani, a mogu se objasniti činjenicom da su sile koje smo koristili u ovom istraživanju bile u kontrolisanom rasponu. Ovim su potvrđeni rezultati Samuelsa koji je utvrdio da NiTi zatvorene opruge od 150 g i 200 g ujednačenom brzinom zatvaraju postekstrakcioni prostor [222].

Yee i saradnici su ispitivali djelovanje slabih (50 g) i jakih sila (300 g) na stopu zatvaranja postekstrakcionog prostora u periodu od 12 sedmica. Kontrolni pregledi su se obavljali svakih 28 dana. U prvom intervalu, i slabe i jake sile su dovodile do podjednakog zatvaranja prostora, dok se razmak u trećem i četvrtom intervalu brže smanjivao kod jačih sila. Zaključeno je da se u inicijalnoj fazi podjednakom mogu koristiti obe vrste sila, dok u daljem toku terapije, jače sile dovode do većeg zatvaranja prostora. Međutim, sa većim zatvaranjem prostora dolazi i do klinički neželjenih efekata kao što je rotacija očnjaka i gubitak uporišta. Autori u odnosu na uporište, preporučuju da se kod umjerenog odnosno recipročnog uporišta mogu koristiti veće, a kod apsolutnog manje sile, s tim, ukoliko je potrebno veće pomjeranje zuba uz ojačanje uporišta se mogu koristiti jače sile [223].

Nekoliko kliničkih studija su posmatrale brzinu zatvaranja postekstrakcionih prostora u odnosu na primjenjenu silu i rezultati pokazuju da iako NiTi zatvorene spiralne opruge dovode do većeg zatvaranja postekstrakcionog prostora u odnosu na elastomerne lanace, ali da ne postoji statistički i klinički značaj između ove dvije metode (tabela 61).

Tabela 61. Korelacija između primjenjene sile i zatvaranja postekstrakcionog prostora

Autori	Vrsta bravica	Metoda	Veličina sile	Zatvaranje prostora
Dixon i sar. (2002) [56]	Konvencionalne Slot 0,022	Elastični lanac NiTi zatvorene opruge	200g	0,58mm/mjesečno 0,81mm/mjesečno
Nightangale i sar. (2003) [72]	Konvencionalne Slot 0,022	Elastični lanac NiTi zatvorene opruge	109-209g 149-300g	0,21mm/sedmično 0,26mm/sedmično
Bookas i sar. (2006) [95]	Konvencionalne Slot 0,018	Elastični lanac NiTi zatvorene opruge	200g	1,68mm/mjesečno 1,85mm/mjesečno
Miles i sar. (2007) [104]	Konvencionalne Slot 0,018 Pasivne SL Slot 0,022	NiTi zatvorene opruge	150g	1,2mm/mjesečno 1,1mm/mjesečno
Mitra i sar. (2011) [94]	Konvencionalne Slot 0,022	Elastični lanac	250-300g	0,21mm/dnevno
Mezzomo i sar. (2012) [198]	Konvencionalne Pasivne SL Slot 0,022	Elastični lanac	150g	0,84mm/mjesečno 0,90mm/mjesečno
Kanuru i sar. (2014) [93]	-	Elastični lanac (4 vrste)	250g (228-202g)	(1,03mm,1,01mm, 0,96mm,0,73mm)/3 sedmice
Cox i sar. (2014) [216]	Konvencionalne Slot 0,022 i slot 0,018	NiTi zatvorene opruge	150g	0,91mm/mjesečno
Chaudari i Travarde (2015) [107]	Konvencionalne Slot 0,022	Elastični lanac NiTi zatvorene opruge	200g	0,62mm/mjesečno 0,87mm/mjesečno
Sabrina i sar. (2016) [224]	Konvencionalne Pasivne SL Slot 0,022	Elastični lanac	150g	0,75mm/mjesečno 0,48mm/mjesečno
Norman i sar. (2016) [109]		NiTi zatvorene opruge	200g	0,58mm/mjesečno
Fang i sar. (2017) [105]	Konvencionalne Slot 0,022	NiTi zatvorene opruge	170g	0,52mm/mjesečno 1,06mm/mjesečno
Talwar i Bhat (2018) [182]	Konvencionalne Slot 0,022	Elastični lanac NiTi zatvorene opruge	200g	1,33mm/mjesečno 1,62mm/mjesečno
Geng i sar. (2019) [219]	Konvencionalne Slot 0,022	NiTi zatvorene opruge	180g	1,1mm/mjesečno
Abu-Shahba i Alassiry (2019) [225]	Aktivne SL Pasivne SL Slot 0,022	NiTi zatvorene opruge	150g	1,12mm/mjesečno 1,15mm/mjesečno

6.6.2. Diskusija rezultata primjenjene sile na početku i kraju aktivacije za omče

Tokom vremena razvile su se omče različitog dizajna sa određenim prednostima i nedostacima. Najčešće se koristi omča u obliku suze (teardrop) od nerđajućeg čelika zbog lakoće njenog oblikovanja. Iako ima jednostavan dizajn, proizvodi veoma velike sile i sa malom aktivacijom. Prepoznata je kao efikasno sredstvo za postizanje željenog pomjeranja zuba kod zatvaranja postekstrakcionog prostora sa različim momentima (M) između prednjeg i zadnjeg segmenta. Povećanje dužine žice uz istovremeno održavanje promjera žice smanjuje stopu otklona opterećenja (L/D). Takođe, raspodjela žice u odnosu na bravicu određuje omjer momenta-sile (M/F). Dakle, kretanje zuba se postiže deaktivacijom same omče tako da otpor kretanju ne predstavlja problem. Kod omče u obliku suze, postoji veća stalnost sile i precizna kontrola pokreta zuba moguća je na predvidljiv način. Simetričan oblik omogućava da se postigne različit moment sile(M) i kako se prostori za ekstrakciju zatvaraju poboljšava se kontrola uporišta i predvidljivost sistema sile [223].

Coimbra i saradnici su laboratorijski ispitivali mehanička svojstva omče u obliku suze i omče u obliku suze sa heliksom izrađene od 0,019x0,25 in SS i β -Ti žica. Na mašini za testiranje su mjerili veličinu sagitalne sile i stopu otklona opterećenja(L/D) potrebnog za aktivaciju od 1 mm, 2 mm i 3 mm. Zaključili su da vrsta metalne legure i dodavanje heliksa kod oblikovanja omče, može imati veliki uticaj i na jačinu sagitalne sile i na odnos L/D . Omče na β -titanijumskim žicama su generisale slabije sile, kao i manju stopu L/D , a dodavanjem heliksa u njihov dizajn ove vrijednosti su bile još manje. Za razliku od β -Ti žica, SS žice su imale veći odnos otklona opterećenja, i proizvodile su veću silu za vrijeme deaktivacije [226].

Slično istraživanje je proveo Thiesen i saradnici, u kojem su mjerili veličinu horizontalne sile, omjer moment/sila (M/F) i stopu opterećenja/otklona (L/D) omči u obliku suze i omče u obliku suze sa heliksom izrađene od 0,019x0,25 in SS i β -Ti žica. Omče su podvrgnute ukupnoj aktivaciji od 5,0 mm, a vrijednosti su registrovane za svakih 1,0 mm aktivacije. Rezultati pokazuju da omče u obliku suze sa heliksom stvaraju manje magnitude horizontalne sile i stopu L/D i veći omjer M/F u odnosu na omče u obliku suze bez heliksa. Među svim analiziranim

varijablama, sastav legure metala imao je veći uticaj na horizontalnu silu i na L/D odnos, a pokazalo se da na odnos M/F više utiče preaktivacija omči za zatvaranje prostora [227].

U ovom istraživanju, prosječna inicijalna sila na kontrolnim pregledima se kretala između 274,29-281,88 g, dok je rezidualna bila u rasponu 141,41-190,71 g. Iz ovog se može zaključiti da su omče zadržavale u prosjeku 56,07% početne sile. Ostatak sile se može objasniti time da na kontrolnim pregledima na 4 sedmice nije dolazilo do potpune deaktivacije omči, tako da je rezidualna vrijednost iznosila nešto više od pola inicijalne sile.

6.7. Diskusija rezultata analize metoda mjerenja postekstrakcionog prostora

U ovom istraživanju su primjenjene tri vrste mjerenja, kako bi se uporedila njihova efikasnost. Ranije studije su potvrdile da se sve tri metode mogu ravnopravno koristiti u kliničkoj praksi [116,150,226]. Rezultate koji su dobijeni na tri različita načina su bili ujednačeni i možemo se zaključiti da se mogu koristiti u kliničke svrhe. Uočene su uglavnom, već poznate prednosti i nedostaci.

Prilikom mjerenja sa digitalnim nonijusom, prednost je što se rezultati dobiju odmah dok je pacijent prisutan. Izmjerene vrijednosti nam u tom momentu mogu biti od velikog značaja kad sumiramo uspjeh dosadašnje terapije i planiramo dalje mjere. Za pacijenta je velika prednost, zato što se izbjegava uzimanje otisaka i intraoralno plasiranje okluzalnog ogledala sa retraktorima. Nedostaci se prije svega odnose na pravilno pozicioniranje krakova nonijusa, jer se mjerenje obavlja u ograničenom prostoru u vlažnoj sredini, pa se može desiti da zbog toga dođe do pogrešnih rezultata. I pacijentu i ortodontu je u cilju da kontrola traje što kraće, a sa ovom metodom je to omogućeno.

Kao i prethodna metoda, fotografija, ima svoje prednosti i nedostatke. Prednost je prije svega u tome da se izbjegava uzimanje otisaka. Zapis koji dobijemo sa ovom metodom je u boji i vijerno oslikava i područje mjerenja, ali i strukture oko njega. Još jedna prednost koju nose digitalne fotografije je to da snimak možemo odmah ponoviti ako nismo zadovoljni, a mjerenja obaviti kasnije bez žurbe. Pored određene neprijatnosti kod fotografisanja, najveća mana ove

metode je nedostatak treće dimenzije. Zato je neophodno da uslovi fotografisanja budu standardizovani.

Skeniranje modela i analiza njihovih 3D replika pruža ortodontu najveći komoditet za analiziranje i mjerenje. Mogućnost mjerenja u tri dimenzije, a softverska manipulacija omogućava praćenje i predviđanje rezultata terapije. Još jedna prednost je i njihovo organizovanje i čuvanje, jer kao i fotografije zauzimaju samo prostor u memoriji kompjutera. Nedostaci ove metode prije svega se odnose na uzimanje otisaka preko bravica, što nije prijatno ni terapeutu, ni pacijentu. Ova procedura produžava vrijeme kontrolnog pregleda, a tome još više može da doprinese nehotično odljepljivanje bravica, što zahtjeva dodatno planiranje vremena. Drugi dio problematike predstavlja pravilno analiziranje i mjerenje 3D modela, što zahtjeva od ortodonta uvježbanost i dobro poznavanje mogućnosti koje pruža softver.

7. ZAKLJUČAK

Na osnovu provedenih mjerenja, statističke obrade podataka i analize dobijenih rezultata u ovom istraživanju, mogu se donijeti sljedeći zaključci:

1. Primjenjeni mehanizmi su veoma efikasni u zatvaranju postekstrakcionih prostora, pri čemu NiTi zatvorena opruga ima najveću brzinu na mjesečnom nivou.
2. Razlika u brzini zatvaranja postekstrakcionog prostora više je određena individualnim razlikama i nije definisana u odnosu na gornju i donju vilicu.
3. Na kraju aktivacionog perioda dolazi do značajnog smanjenja početne sile, pri čemu NiTi zatvorene opruge imaju najveće vrijednosti rezidualne sile u odnosu na elastične lance i omče.
4. Najveća brzina zatvaranja postekstrakcionog prostora i najveće očuvanje inicijalne sile, NiTi zatvorenu oprugu čine najefikasnijom metodom za zatvaranje postekstrakcionog prostora.

8. LITERATURA

1. Ribeiro GLU, Jacob HB. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. *Dental Press J Orthod* 2016;21(2):115-125.
2. Demirović D. Osnove fiksne tehnike u ortodonciji. Stomatološki fakultet Sarajevo; 2005.
3. Ruellas ACO, Ruellas RMO, Romano FL, Pithon MM, Santos RL. Tooth extraction in orthodontics: an evaluation of diagnostic elements. *Dental Press J Orthod* 2010;15(3):134-57.
4. Travess H, Roberts-Harry D, Sandy J. Orthodontics. Part 8: Extractions in orthodontics. *Br Dent J* 2004; 196(4): 195-203.
5. Wahl N. Orthodontics in 3 millenia. Chapter 2: Entering the modern era. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(4):510-5.
6. Proffit WR. Contemporary Orthodontics. St.Louis, Elsevier Mosby; 2013.
7. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics: Current Principles and Techniques. St. Louis, Elsevier Mosby; 2005.
8. Peck S. A Biographical Portrait of Edward Hartley Angle, the First Specialist in Orthodontics, Part 1. *Angle Orthod* 2009;79(6):1021-27.
9. Khanum A, Prashantha GS, Mathew S, Naidu M, Kumar A. Extraction vs Non Extraction Controversy: A Review. *J of Dent& Oro-fac Res* 2018;14(1):41-8.
10. Ackerman JL, Proffit WR. Soft-tissue limitations in orthodontics: Treatment planning guidelines. *Angle Orthod* 1997;67(5):327-36.
11. Al-Ani MH, Mageet AO. Extraction Planning in Orthodontics. *J Contemp Dent Pract* 2018;19(5):623-27.

12. Burrow SJ. To extract or not to extract: a diagnostic decision, not a marketing decision. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(3):341-2.
13. Livas C, Jongsma AC, Ren Y. Enamel reduction techniques in orthodontics: a literature review. *Open Dent J* 2013;31(7):146-51.
14. Stroud JL, English J, Buschang PH. Enamel thickness of the posterior dentition: Its implications for nonextraction treatment, *Angle Orthod* 1998;68(2):141-46.
15. Pinheiro MLR. Interproximal Enamel Reduction. *World J Orthod* 2002; 3: 223-32.
16. Hall NE, Lindauer SJ, Tüfekçi E, Shroff B. Predictors of variation in mandibular incisor enamel thickness. *J Am Dent Asso* 2007;138(6): 809-15.
17. Macha Ade C, Vellini-Ferreira F, Scavone-Junior H, Ferreira RI. Mesiodistal width and proximal enamel thickness of maxillary first bicuspid. *Braz Oral Res* 2010; 24(1):58-63.
18. Zachrisson BU, Minster L, Ogaard B, Birkhed D. Dental health assessed after interproximal enamel reduction: caries risk in posterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(1):90-98.
19. Grippaudo C, Cancellieri D, Grecolini ME, Deli R. Comparison between different interdental stripping methods and evaluation of abrasive strips: SEM analysis. *Prog Orthod* 2010;11(2):127-37.
20. Zhong M, Jost-Brinkmann PG, Zellmann M, Zellmann S, Radlanski RJ. Clinical evaluation of a new technique for interdental enamel reduction. *J Orofac Orthop* 2000;61(6):432-9.
21. Giulio AB, Matteo Z, Serena IP, Silvia M, Luigi C. In vitro evaluation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP) effect on stripped enamel surfaces. a SEM investigation. *J Dent* 2009;37(3):228-32.

22. Chen H, Liu X, Dai J, Jiang Z, Guo T, Ding Y. Effect of remineralizing agents on white spot lesions after orthodontic treatment: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143(3):376-82.
23. Gill D, Naini F, McNally M, Jones A. The management of transverse maxillary deficiency. *Dent Update* 2004;31(9):516-523.
24. Agarwal A, Mathur R. Maxillary Expansion. *Int J Clin Pediatr Dent* 2010;3(3):139-146.
25. Ricketts RM, Roth RH, Chaconas SJ, Schulhof RJ, Engel GA. Orthodontic diagnosis and planning. USA: Rocky Mountain Data Systems; 1982.
26. Adkins MD, Nanda RS, Currier GF. Arch perimeter change on rapid palatal expansion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;97(3):194-9.
27. Germane N, Lindauer SJ, Rubenstein LK, Revere JH, Isaacson RJ. Increase in arch perimeter due to orthodontic expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100(5):421-7.
28. Claro CAA, Abrão J, Reis SAB, Fantini SM. Correlation between transverse expansion and increase in the upper arch perimeter after rapid maxillary expansion. *Braz Oral Res* 2006;20(1):76-81.
29. Almuzian M, Alharbi F, White J, McIntyre G. Distalizing Maxillary Molars- How do you do it? *Ortho Update* 2016;9(2):42-50.
30. Atherton G, Glenny AM, O'Brien K. Development and use of a taxonomy to carry out a systematic review of the literature on methods described to effect distal movement of maxillary molars. *J Orthod* 2002;29(3):211-216.
31. Konstantonis D, Anthopoulou C, Makou M. Extraction decision and identification of treatment predictors in Class I malocclusions *Prog Orthod* 2013;14-47.

32. Gianelly AA, Cozzani M, Boffa J. Condylar position and maxillary first premolar extraction, *Am. J. Orthod* 1991;99(5):473-76.
33. Burrow SJ. The impact of extractions on facial and smile aesthetics, *Semin. Orthod* 2012;18(3):202-9.
34. Kocadereli I. Changes in soft tissue profile after orthodontic treatment with and without extractions, *Am. J. Orthod* 2002;122(1):67-72.
35. Bowman SJ, Johnston LE. The Esthetic Impact of Extraction and Nonextraction Treatments on Caucasian Patients. *Angle Orthod* 2000;70(1):3-10.
36. Frush JO, Fisher RD. The dynesthetic interpretation of the dentogenic concept. *J Prosthet Dent* 1958;8:558-82.
37. Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Ahmad N. Role of buccal corridor in smile esthetics and its correlation with underlying skeletal and dental structures. *Indian J Dent Res* 2012;23(2):187-94.
38. Janson G, Branco NC, Fernandes TM, Sathler R, Garib D, Lauris JR. Influence of orthodontic treatment, midline position, buccal corridor and smile arc on smile attractiveness. *Angle Orthod* 2011;81(1):153-61.
39. Parekh S, Fields HW, Beck FM, Rosenstiel SF. The acceptability of variations in smile arc and buccal corridor space. *Orthod Craniofac Res* 2007;10(1):15-21.
40. Normando D, Janson G. Stability of orthodontic treatment and dental extractions *Dental Press J Orthod* 2017;22(3):9-10.
41. Rizk MZ, Mohammed H, Ismael O, Bearn DR. Effectiveness of en masse versus two-step retraction: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod* 2018;18(1):41.
42. Nanda R, Ghosh J. Biomechanics in clinical orthodontics. Philadelphia, PA: W.B. Saunders Co, 1997;188-217.

43. Sandler J, Murray A, Thiruvengkatachari B, Gutierrez R, Speight P, O'Brien K. Effectiveness of 3 methods of anchorage reinforcement for maximum anchorage in adolescents: A 3-arm multicenter randomized clinical trial. *Am. J. Orthod* 2014;146(1):10-20.
44. Zablocki HL, McNamara JA, Franchi L, Baccetti T. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. *Am. J. Orthod* 2008;133(6):852-60.
45. Creekmore TD, Eklund MK. The Possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983;17:266-69.
46. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763–67.
47. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(1):100-6.
48. Monga N, Kharbanda OP, Samrit V. Quantitative and qualitative assessment of anchorage loss during en-masse retraction with indirectly loaded miniscrews in patients with bimaxillary protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016;150(2):274-82.
49. Thiruvengkatachari B, Ammayappan P, Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008 ;134(1):30-5.
50. Sharma M, Sharma V, Khanna B. Mini-screw implant or transpalatal arch-mediated anchorage reinforcement during canine retraction: a randomized clinical trial. *J Orthod* 2012;39(2):102-10.
51. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2008;11:65-73.
52. McLaughlin RP, Bennett JC, Tevisi H. *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics*. Mosby Elsevier. 2001;249-277.

53. Subie M, Talic N. Variables affecting the frictional resistance to sliding in orthodontic brackets. *Dent Oral Craniofac Res* 2016;2(3):271-75.
54. Kusy R, Whitley J. Influence of arch wire and bracket dimensions on sliding mechanics: Derivations and determinations of the critical contact angles for binding *Eur J Orthod* 1999;21(2):199-208.
55. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127(5):542-51.
56. Dixon V, Read MJF, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *J Orthod* 2002;29(1):31-6.
57. Santos ACS, Tortamano A, Naccarato SRF, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res* 2007;21(1):51-7.
58. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier F. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107(1):20-7.
59. Kusy RP, Whitley JQ. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(2):229-237.
60. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(4):395-402.
61. Kusy R, Whitley J. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod* 1997;3(3):166-177.

62. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):416-22.
63. Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD. The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2012;17(2):170-7.
64. Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in selfligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod* 2009;79(3):592-601.
65. Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76(2):211-6.
66. Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Nakagaki S, Endo K, Mizoguchi I. Frictional and mechanical properties of diamond-like carbon-coated orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 2013;35(2):216-22.
67. Kusy RP, Whitley J. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontics sliding. *Semin Orthod* 2003;9(4):281-9.
68. Marques IS, Araújo AM, Gurgel JA, Normando D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod* 2010;80(3):521-7.
69. Normando D, de Araújo AM, Marques Ida S, Barroso Tavares Dias CG, Miguel JA. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *Eur J Orthod* 2013;35(2):223-9.
70. Regis S Jr, Soares P, Camargo ES, Guariza Filho O, Tanaka O, Maruo H. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140(4):501-9.
71. Cadenas-Llano M, Castillo-Oyague R, Iglesias-Linares A, Yanez-Vico RM, Solano E, Torres-Lagares D. Influence of facial types on sliding mechanics. *Australasian Orthodontic Journal* 2017;33(1):48-56.

72. Nightingale C, Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod* 2003;30: 229-36.
73. Cheng HC, Chen MS, Peng BY, Lin WT, Shen YK, Wang YH. Surface Treatment on Physical Properties and Biocompatibility of Orthodontic Power Chains. *Biomed Res Int* 2017;2017:ID6343724.
74. Buchmann N, Senn C, Ball J, Brauchli L. Influence of initial strain on the force decay of currently available elastic chains over time. *Angle Orthod* 2012;82:529-535.
75. Samuels RHA, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114(1):73-9.
76. Pires BU, Souza RE, Filho MV, Degan VV, Santos JC, Tubel, CA. Force degradation of different elastomeric chains and nickel titanium closed springs. *J Orthod* 2011;38(1):40-7.
77. Weissheimer A, Locks A, Menezes LM, Borgatto AF, Derech CA. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in Orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2013;18(1):55-62.
78. Bousquet JAJ, Tuesta O, Flores-Mir C. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(3):384-9.
79. Fernandes DJ, Fernandes GM, Artese F, Elias CN, Mendes AM. Forceextension relaxation of medium force orthodontic latex elastics. *Angle Orthod* 2011;81(5):812-9.
80. Dittmer MP, Demling AP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P, Schwestka Polly R. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *J Orofac Orthop* 2010;71(5):330-8.

81. Aldrees AM, Al-Foraidi SA, Murayshed MS, Almoammar KA. Color stability and force decay of clear orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. *Int Orthod* 2015;13(3):287-301.
82. Halimi A, Benyahia H, Doukkali A, Azeroual MF, Zaoui F. A systematic review of force decay in orthodontic elastomeric power chains. *Int Orthod* 2012;10(3):223-240.
83. Halimi A, Azeroual MF, Doukkali A, El Mabrouk K, Zaoui F. Elastomeric chain force decay in artificial saliva: an in vitro study. *Int Orthod* 2013;11(1):60-70.
84. Teixeira L, Pereira BdoR, Bortoly TG, Brancher JA, Tanaka OM, Guariza Filho O. The environmental influence of Light Coke, phosphoric acid, and citric acid on elastomeric chains. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(7):17-24.
85. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M, The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod* 1998;20(2):169-176.
86. Evangelista MB, Berzins DW, Monaghan P. Effect of disinfecting solutions on the mechanical properties of orthodontic elastomeric ligatures. *Angle Orthod* 2007;77(4):681-7.
87. Larrabee TM, Liu SS, Torres-Gorena A, Soto-Rojas A, Eckert GJ, Stewart KT. The effects of varying alcohol concentrations commonly found in mouth rinses on the force decay of elastomeric chain. *Angle Orthod* 2012;82(5):894-9.
88. Pithon MM, Rodrigues AC, Sousa EL, Santos LP, Soares Ndos S. Do mouthwashes with and without bleaching agents degrade the force of elastomeric chains?. *Angle Orthod* 2013;83(4):712-7.
89. Kumar R, Gahlot M, Kaur N, Miglani A. Effect of Aerated Drinks on Force Decay Properties of Elastomeric Chains: An In Vitro Study. *OJN* 2013;1(1):20-3.
90. Kumar K, Shetty S, Krithika MJ, Cyriac B. Effect of commonly used beverage, soft drink, and mouthwash on force delivered by elastomeric chain: a comparative in vitro study. *J Int Oral Health* 2014;6(3):7-10.

91. Omidkhoda M, Rashed R, Khodarahmi N. Evaluation of the effects of three different mouthwashes on the force decay of orthodontic chains. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12(4):348-52.
92. Pithon MM, dos Santos RL, Martins FO, Romanos MTV, Araújo MT. Cytotoxicity of orthodontic elastic chain bands after sterilization by different methods. *Orthod Waves* 2010;69(4):151-5.
93. Kanuru RK, Azaneen M, Narayana V, Kolasani B, Indukuri RR, Babu PF. Comparison of canine retraction by in vivo method using four brands of elastomeric power chain. *J Int Soc Prev Community Dent* 2014;4(1):32-7.
94. Mitra R, Londhe, SM, Kumar P. A comparative evaluation of rate of space closure after extraction using E-chain and stretched modules in bimaxillary dentoalveolar protrusion cases. *Med J Armed Forces India* 2011;67(2):152-6.
95. Bokas J, Woods M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. *Aust Orthod J* 2006;22(1):39-46.
96. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119(6):594-603.
97. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(6):685-92.
98. Wichelhaus A, Brauchli L, Ball J, et al. Mechanical behavior and clinical application of nickel-titanium closed-coil springs under different stress levels and mechanical loading cycles. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(5):671-78.
99. Tripolt H, Burstone CJ, Bantleon P, Manschiebel W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115(5):498-507.
100. Espinar-Escalona E, Llamas-Carreras JM, Barrera-Mora JM, AbalosLasbrucci C, Gil-Mur FJ. Effect of temperature on the orthodontic clinical applications of NiTi closed-coil springs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(4):721-4.

101. Javanmardi Z, Salehi P. Effects of Orthokin, Sensikin and Persica mouth rinses on the force degradation of elastic chains and NiTi coil springs. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2016;10(2):99-105.
102. Oshagh M, Khajeh F, Heidari S, Torkan S, Fattahi HR. The effect of different environmental factors on force degradation of three common systems of orthodontic space closure. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12(1):50-56.
103. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 1993;63(1):67-72.
104. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(2):223-25.
105. Fang S, Zhong Y, Li M, Luo J, Khadka N, Jiang C, Wang J, Du X. Comparing two methods of orthodontics space closure: a randomized clinical trial. *Int J Clin Exp Med* 2017;10(10):14667-14672.
106. Reddy PA, Prabhakar R, Acharya SS, Karthikeyan MK. A clinical and radiographic study to evaluate the rate of retraction of maxillary canine using nickel-titanium closed coil spring with two different bracket systems. *APOS Trends Orthod* 2014;4(6):169-77.
107. Chaudhari CV, Tarvade SM. Comparison of rate of retraction and anchorage loss using nickel titanium closed coil springs and elastomeric chain during the en-masse retraction: A clinical study. *J Orthod Res* 2015;3(2):129-33.
108. Khanemasjedi M, Moradinejad M, Javidi P, Niknam O, Jahromi NH, Rakhshan V. Efficacy of elastic memory chains versus nickel– titanium coil springs in canine retraction: A two-center split-mouth randomized clinical trial. *Int Orthod* 2017;15(4):561-74.

109. Norman NH, Worthington H, Chadwick SM. Nickel titanium springs versus stainless steel springs: A randomized clinical trial of two methods of space closure. *J Orthod*. 2016;43(3):176-85.
110. McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: a 40-year perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;147(6):654-662.
111. Mohammadi A, Mahmoodi F. Evaluation of Force Degradation Pattern of Elastomeric Ligatures and Elastomeric Separators in Active Tieback State. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2015;9(4):254-260.
112. Oshagh M, Ajami S. A comparison of force decay: elastic chain or tieback method? *World J Orthod* 2010;11(4):45-51.
113. Khambay BS, McHugh S, Millett DT. Magnitude and reproducibility of forces generated by clinicians during laceback placement. *J Orthod* 2006;33(4):270-5.
114. Kozel JA, Macedo CR, Atallah ÁN. Laceback ligatures for controlling anchorage in patients undergoing fixed orthodontic treatment. *Cochrane Database Syst Rev* 2016;2016(10):CD010014.
115. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of Laceback Ligatures on Maxillary Canine Retraction. *Angle Orthod* 2006;76(6):1010-1014.
116. Fleming PS, Johal A, Pandis N. The effectiveness of laceback ligatures during initial orthodontic alignment: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod* 2013; 35(4):539-46.
117. Irvine R, Power S, McDonald F. The effectiveness of laceback ligatures: a randomized controlled clinical trial. *J Orthod* 2004;31(4):303-11.
118. Usmani T, O'Brien KD, Worthington HV, Derwent S, Fox D, Harrison S, Sandler PJ, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare the effectiveness of canine lacebacks with reference to canine tip. *J Orthod* 2002;29(4):281-6.

119. Thiesen G, Shimizu RH, Valle CVM, Valle-Corotti KM, Pereira JR, Conti PCR. Determination of the force systems produced by different configurations of tear drop orthodontic loops. *Dental Press J Orthod* 2013;18(2):19.e1-18.
120. Burstone CJ, Koeing HA. Creative wire bending: the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93(1):59–67.
121. Halazonetis DJ. Design and test orthodontic loops using your computer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111(3):346-8.
122. Halazonetis DJ. Understanding orthodontic loop preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113(2):237-41.
123. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87(5):353-61.
124. Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod* 1991;25(6):364-9.
125. Gajda S, Chen J. Comparison of three-dimensional orthodontic load systems of different commercial archwires for space closure. *Angle Orthod* 2012;82(2):333-339.
126. Obaidi HA, Sabah O. Evaluation of Tipping, Rotation and rate of space Closure Rate of Canine Retraction by friction less orthodontic techniques (An In vitro Study). *Al-Rafidain Dent J* 2006; 6(Sp Iss):30-37.
127. Mladenović D, Popović L, Mihailović B, Janković A, Stoiljković M, Zivković D, Miladinović M. Comparison of measurements made on digital 2D models and study casts. *Acta Fac Med Naiss* 2009;26(4):187-194.
128. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003;73(3):301-306.

129. Radeke J, von der Wense C, Lapatki BG. Comparison of orthodontic measurements on dental plaster casts and 3D scans. *J Orofac Orthop* 2014;75(4):264-274.
130. Chalmers EV, Martin CB, McIntyre GT, Larmour C. An audit of plaster study models storage in hospital based orthodontic departments. *Clinical Effectiveness Bulletin*. 2015;34:29-30.
131. Galante DL. History and current use of clinical photography in orthodontics. *J Calif Dent Assoc* 2009;37(3):173-4.
132. Kalpana D, Rao SJ, Joseph JK, Kurapati SK. Digital dental photography. *Indian J Dent Res* 2018;29(4):507-12
133. Nayler J R. Clinical Photography: A Guide for the Clinician . *J Postgrad Med* 2003;49(3):256-62.
134. Mladenovic D, Mladenovic L, Mladenovic S. Importance of digital dental photography in the practice of dentistry. *Sci J Faculty Med in Niš* 2010;27(2):75-79.
135. Chadwick RG. Close range photo grammetry-A clinical dental research tool. *J Dent* 1992;20(4):235-239.
136. Farkas LG, Katic MJ, Forrest CR, et al. International anthropometric study of facial morphology in various ethnic groups/races. *J Craniofac Surg* 2005;16(4):615-646.
137. Akter L, Hossain MZ. Angular photogrammetric soft tissue facial profile analysis of Bangladeshi young adults. *APOS Trends Orthod* 2017;7(6):279-86.
138. Ajami S, Najafi HZ, Mahdavi S. Angular photogrammetric analysis of the soft tissue facial profile of Iranian young adults. *Iranian J Orthod* 2015;10(2):e4981.
139. Andrade LM. Repeatability study of angular and linear measurements on facial morphology analysis by means of stereophotogrammetry. *J Craniofac Surg* 2017;28(4):1107-1111.

140. Devi LB, Das A, Keisam A. Evaluation of soft tissue facial profile in adult bengali population by photogrammetric method with angular measurements. *Int J Contemp Med Res* 2016;3(5):1336-9.
141. Pandian KS, Krishnan S, Kumar SA. Angular photogrammetric analysis of the soft-tissue facial profile of Indian adults. *Indian Journal of Dental Research*, 2018;29(2):137-143.
142. Ackerman MB, Ackerman JL. Smile analysis and design in the digital era. *J Clin Orthod* 2002;36(4):221-36.
143. Sodagar A, Rafatjoo R, Gholami Borujeni D, Noroozi H, Sarkhosh A. Software design for smile analysis. *J Dent (Tehran)* 2010;7(4):170-178.
144. McLaren EA, Culp L. Smile analysis. *J Cosm Dent* 2013;29(1):94-108.
145. Chitra P, Prakash A. Photogrammetry as a tool to aid orthodontic diagnosis and treatment assessment. *J Contemp Orthod* 2017;1(2):46-51.
146. Harrell WE, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(3):325-30.
147. Favero R, Volpato A, Francesco M, Fiore AD, Guazzo R, Favero L. Accuracy of 3D digital modeling of dental arches. *Dental Press J Orthod*. 2019;24(1):38e1-37e7.
148. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2011;14(1):1-16.
149. Czarnota J, Hey J, Fuhrmann R. Measurements using orthodontic analysis software on digital models obtained by 3D scans of plaster casts : Intrarater reliability and validity. *J Orofac Orthop* 2016;77(1):22-30.

150. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144(3):471–478.
151. Leifert MF, Leifert MM, Efstratiadis SS, Cangialosi TJ. Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(1):16.e1–16.
152. Lippold C, Kirschneck C, Schreiber K, et al. Methodological accuracy of digital and manual model analysis in orthodontics - A retrospective clinical study. *Comput Biol Med.* 2015;62:103-109.
153. Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M. Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(3):346-352.
154. Stevens D, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud D, Heo G, Major P. Validity, reliability and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(6):794-803.
155. Yoon JH, Yu HS, Choi Y, Choi TH, Choi SH, Cha JY. Model Analysis of Digital Models in Moderate to Severe Crowding: In Vivo Validation and Clinical Application. *Biomed Res Int* 2018;2018:8414605.
156. Krishnan V., Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop* 2006;129(4):469e.1-32.
157. Krishnan V., Davidovitch Z. On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2009;88(7):597-608.
158. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117(2):175-183.

159. Tominaga J, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;146(2):166-174.
160. Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WJ, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(2):230-8.
161. Moresca R. Orthodontic treatment time: can it be shortened? *Dental Press J Orthod* 2018;23(6):90-105.
162. Turbill EA, Richmond S, Wright JL. The time-factor in orthodontics: what influences the duration of treatments in National Health Service practices? *Community Dent Oral Epidemiol* 2001;29(1):62-72.
163. Ong HB, Woods MG. An Occlusal and Cephalometric Analysis of Maxillary First and Second Premolar Extraction Effects. *Angle Orthod* 2001;71(2):90-102.
164. Saghafi N, Heaton LJ, Bayirli B, Turpin DL, Khosravi R, Bollen AM. Influence of clinicians' experience and gender on extraction decision in orthodontics. *Angle Orthod* 2017;87(5):641-50.
165. Mohammed H, Rizk MZ, Wafaie K, Almuzian M. Effectiveness of nickel-titanium springs vs elastomeric chains in orthodontic space closure: A systematic review and meta-analysis. *OrthodCraniofac Res* 2018;21(1):12-19.
166. Faruqui, S., Fida, M., Shaikh, A. Factors affecting treatment duration - a dilemma In orthodontics. *J Ayub Med Coll Abbottabad* 2018; 30(1):16-21.
167. Becker A, Chaushu S. Success rate and duration of orthodontic treatment for adult patients with palatally impacted maxillary canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(5):509-514.

168. Lv T, Kang N, Wang C, Han X, Chen Y and Bai D. Biologic response of rapid tooth movement with periodontal ligament distraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136(3):401-11.
169. Nickel JC, Liu H, Marx DB, Iwasaki LR. Effects of mechanical stress and growth on the velocity of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145(4):74-81.
170. Iwasaki LR, Liu H, Liu, Nickel JC. Speed of human tooth movement in growers and non-growers: Selection of applied stress matters. *Orthod Craniofac Res* 2017;20(1):63-7.
171. Iwasaki LR, Crouch LD, Tutor A, et al. Tooth movement and cytokines in gingival cervicular fluid and whole blood in growing and adult subjects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(4):483-491.
172. 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(6):698. e1-9.
173. 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(2):129-140.
174. Dudic A, Giannopoulou C, Kiliaridis S. Factors related to the rate of orthodontically induced tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(5):616-621.
175. da Costa Monini A, Gandini LG Jr, Vianna AP, Martins RP, Jacob HB. Tooth movement rate and anchorage lost during canine retraction: A maxillary and mandibular comparison. *Angle Orthod* 2019;89(4):559-565.
176. Häsler R, Schmid G, Ingervall B and Gebauer U. A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites-a pilot study. *Eur J Orthod* 1997;19(6):711-719.

177. Stephens CD. The Rate of Spontaneous Closure at the Site of Extracted Mandibular First Premolars, *British Journal of Orthodontics*, 1983;10(2):93-97.
178. Chaushu S, Becker A, Zeltser R, Branski S, Vasker N, Chaushu G. Patients perception of recovery after exposure of impacted teeth: a comparison of closed-versus open-eruption techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(3):323-9.
179. Monini AC, Gandini LG, Jr, Santos-Pinto A, Maia LG, Rodrigues WC. Procedures adopted by orthodontists for space closure and Anchorage control. *Dental Press J Orthod* 2013;18(6):86-92.
180. Banks P, Elton V, Jones Y, Rice P, Derwent S, Odondi L. The use of fixed appliances in the UK: a survey of specialist orthodontists. *J Orthod* 2010;37(1):43-55.
181. Balhoff DA, Shuldberg M, Hagan JL, Ballard RW, Armbruster PC. Force decay of elastomeric chains-a mechanical design and product comparison study. *J Orthod* 2011;38(1):40-47.
182. Talwar A, Bhat, S.R. Comparative evaluation of Nickel-Titanium closed coil spring and Elastomeric chain for canine retraction. A Randomized Clinical Trial. *IOSR J Dent Med Sci* 2018;17(10):70-75.
183. Pandis N, Walsh T, Polychronopoulou A, Katsaros C, Eliades T. Split-mouth designs in orthodontics: an overview with applications to orthodontic clinical trials. *Eur J Orthod* 2013;35(6):783-89.
184. Deguchi T, Imai M, Sugawara Y, Ando R, Kushima K, Takano-Yamamoto T. Clinical evaluation of a low-friction attachment device during canine retraction. *Angle Orthod* 2007;77(6):968-72.
185. Nishio C, Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125(1):56-64.

186. Al-Sayagh NM, Ismael AJ. Evaluation of space closure rate during canine retraction with nickel titanium closed coil spring and elastomeric chain. *Al-Rafidain Dent J* 2011;11(1):146-53.
187. Cha J, Kim K, Hwang C. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod* 2007;77(1):100-107.
188. Williams CL, Khalaf K. Frictional Resistance of Three Types of Ceramic Brackets. *J Oral Maxillofac Res* 2013;4(4):e3
189. Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel SF, Johnston WM. Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(3):276.e1-e12.
190. Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res* 2010;24(1):40-45.
191. Loftus BP, Artur J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket–arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(3):336-45.
192. Zinelis S, Eliades T, Eliades G, Makou M, Silikas N. Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket materials. *Dent Mater* 2005;21(9):890-94.
193. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater* 1997;13(1):2-6.
194. Faltermeier A, Rosentritt M, Faltermeier R, Mussig D. Influence of fibre and filler reinforcement of plastic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod* 2007;29(3):304-09.
195. Choi SH, Kang DY, Hwang CJ. Surface roughness of three types of modern plastic bracket slot floors and frictional resistance. *Angle Orthod* 2014;84(1):177-183.

196. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74(2):202-211.
197. Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(3):395-399.
198. Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod* 2011;81(2):292–297.
199. Songra G, Clover M, Attack NE, et al. Comparative assessment of alignment efficiency and space closure of active and passive self-ligating vs conventional appliances in adolescents: a single-center randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145(5):569-78.
200. Condò R, Casaglia A, Condò SG, Cerroni L. Plaque retention on elastomeric ligatures. An in vivo study. *Oral Implantol (Rome)* 2013;5(4):92-99.
201. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *Eur J Orthod* 2004;26(6):585-89.
202. Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;119(3):292-299.
203. Makki L, Ferguson DJ, Stapelberg R. Measuring irregularity index: Comparing study cast caliper method with 2D dimensional ImageJ photogrammetry and 3D STL image measurement. *APOS Trends Orthod* 2017;7:260-66.

204. Burstone CJ. The biophysics of bone remodeling during orthodontics-optimal force considerations. In: Norton LA, Burst-one CJ, editors. The biology of tooth movement. Boca Raton: CRC Press 1989:321-34.
205. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73(1):86-92.
206. Van Leeuwen EJ, Kuijpers-Jagtman AM, Von den Hoff JW, Wagener FA, Maltha JC. Rate of orthodontic tooth movement after changing the force magnitude: an experimental study in beagle dogs. *Orthod Craniofac Res* 2010;13(4):238-45.
207. Theodorou C, Kuijpers-Jagtman A, Bronkhorst E, Wagener F. Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019;156(5):582-92.
208. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and relation to tooth movement. *Aust J Dent* 1952;56:11-18.
209. Lee JS, Park HS, Kyung HM. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. *J Clin Orthod* 2001;35(10):643-47.
210. Nattrass C, Ireland AJ, Sherriff M. An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. *Br J Orthod* 1997;24(2):127-31.
211. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *Eur J Orthod* 2004;26(2):157-62.
212. Mirhashemi A, Saffarshahrudi A, Sodagar A, Atai M. Force-degradation pattern of six different orthodontic elastomeric chains. *J Dent Tehran Iran* 2012;9(4):204-15.
213. Kim KH, Chung CH, Choy K, Lee JS, Vanarsdall RL. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(4):477-82.

214. Bezrouk A, Balsky L, Smutny M, et al. Thermomechanical properties of nickeltitanium closed-coil springs and their implications for clinical practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;146(3):319-27.
215. Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003;124(4):387-94.
216. Cox C, Nguyen T, Koroluk L and Ko CC. In-vivo force decay of nickel-titanium closed-coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145(4):505-13.
217. Kishorekumar S. Force decay characteristics of NiTi closed coil springs at different time intervals. *Biosci Biotech Res Asia* 2014;11(1):219-22.
218. Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *Angle Orthod* 2010;80(1):182-87.
219. Geng H, Su H, Whitley J, Lin FC, Xu X, Ko CC. The effect of orthodontic clinical use on the mechanical characteristics of nickel-titanium closed-coil springs. *J Int Med Res* 2019;47(2):803-14.
220. Vieira CIV, Caldas SGFR, Martins LP, et al. Superelasticity and force plateau of nickel-titanium springs: an in vitro study. *Dental Press J Orthod* 2016;21(3):46-55.
221. Vieira CIV, Reis JMDSN, Vaz LG, Martins LP, Martins RP. Deformation of nickel-titanium closed coil springs: an in vitro study. *Dental Press J Orthod* 2017;22(1):38-46.
222. Samuels RHA, Orth M, Rudge SJ, Mair LH. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: A clinical study. *Am J Orthod DentofacialOrthop* 1993;103(5):464-7.
223. Yee JA, Türk T, Elekdağ-Türk S, Cheng LL, Darendeliler MA. Rate of tooth movement under heavy and light continuous orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(2):150.e1-9.

224. Sabrina, Krisnawati, Soegiharto, B. M. Soegiharto BM. The comparison of space closure rate between conventional and passive self-ligating system using elastomeric chain in maxilla. *J Int Dent Med Res* 2016;9:356-61.
225. Abu-Shahba R, Alassiry A. Comparative evaluation of the maxillary canine retraction rate and anchorage loss between two types of self-ligating brackets using sliding mechanics. *J Ortod Sci* 2019;8:3.
226. Sanjay N, Rajesh RN, Scindia R, Ajith SD. Space closure with loop mechanics for treatment of bimaxillary protrusion: a case report. *J Int Oral Health* 2015;7(5):65-67.
227. Coimbra ME, Penedo ND, de Gouvêa JP, Elias CN, de Souza Araújo MT, Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(2):188.e9-13.

BIOGRAFIJA

Mr sc. Mirjana Umićević-Davidović je rođena 08.02.1978. godine u Banjaluci. Osnovnu školu i Gimnaziju je završila u Banjaluci. Medicinski fakultet, studijski program stomatologija, je završila 2006. godine.

Postdiplomski studij je završila sa prosječnom ocjenom 9,91, a magistarski rad pod nazivom „Analiza potrebe za ortodontskom terapijom kod djece uzrasta od 11 do 13 godina u Republici Srpskoj“ je odbranila 2012. godine.

U zvanje asistenta na Katedri za ortopediju vilica studijskog programa stomatologija Medicinskog fakulteta Univerziteta u Banjaluci je izabrana 2008., a u zvanje višeg asistenta 2013. godine.

Specijalistički ispit iz ortopedije vilica je položila 2013. godine i time stekla zvanje specijaliste ortopedije vilica.

Član je Komore doktora stomatologije. Tečno govori engleski jezik. Učestvovala je na brojnim naučnim skupovima, stručnim kursevima i objavila više radova iz oblasti ortopedije vilica.

Udata je i majka troje djece.

Izjava 1

IZJAVA O AUTORSTVU

Izjavljujem da je doktorska disertacija

Naslov rada "Ispitivanje različitih mehanizama zatvaranja postekstrakcionog prostora u toku terapije fiksnim ortodontskim aparatima"

Naslov rada na engleskom jeziku "Examination of various machanisms for postextraction space closure during treatment with fixed orthodontic appliances"

- ☒ rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- ☒ da doktorska disertacija, u cjelini ili u dijelovima, nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- ☒ da su rezultati korektno navedeni i
- ☒ da nisam kršila autorska prava i koristila intelektualnu svojinu drugih lica.

U Banjoj Luci 24.08.2020.

Potpis doktoranta



Izjava 2

Izjava kojom se ovlašćuje Univerzitet u Banjoj Luci da doktorsku disertaciju učini javno dostupnom

Ovlašćujem Univerzitet u Banjoj Luci da moju doktorsku disertaciju pod naslovom "Ispitivanje različitih mehanizama zatvaranja postekstrakcionog prostora u toku terapije fiksnim ortodontskim aparatima", koja je moje autorsko djelo, učini javno dostupnom.

Doktorsku disertaciju sa svim prilogima predala sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

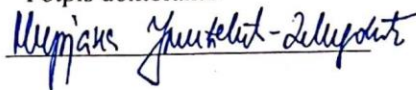
Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučila.

1. Autorstvo
2. Autorstvo – nekomercijalno
- ☒ 3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – dijeliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – dijeliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poledini lista).

U Banjoj Luci, 24.08.2020.

Potpis doktoranta



Izjava 3

Izjava o identičnosti štampane i elektronske verzije doktorske disertacije

Ime i prezime autora: Mirjana Umičević-Davidović

Naslov rada: Ispitivanje različitih mehanizama zatvaranja postekstrakcionog prostora u toku terapije fiksnim ortodontskim aparatima'

Mentor: prof.dr Ivana Šćepan

Izjavljujem da je štampana verzija moje doktorske disertacije identična elektronskoj verziji koju sam predala za digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci.

U Banjoj Luci, 24.08.2020.

Potpis doktoranta

