УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ ВО СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
Катедра по ортодонција

Стефана Петар Чакар Коцевски

КЛИНИЧКА ЕФИКАСНОСТ И МЕХАНИЧКИ КАРАКТЕРИСТИКИ НА ОРТОДОНТСКИТЕ ЛАКОВИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ФАЗАТА НА НИВЕЛАЦИЈА ПРИ ФИКСНИОТ ОРТОДОНТСКИ ТРЕТМАН

Докторска дисертација

Скопје, 2026

Докторанд:
СТЕФАНА ПЕТАР ЧАКАР КОЦЕВСКИ

Тема: КЛИНИЧКА ЕФИКАСНОСТ И МЕХАНИЧКИ КАРАКТЕРИСТИКИ НА ОРТОДОНТСКИТЕ ЛАКОВИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ФАЗАТА НА НИВЕЛАЦИЈА ПРИ ФИКСНИОТ ОРТОДОНТСКИ ТРЕТМАН

Ментор:
Проф. д-р ЛИДИЈА КАНУРКОВА
Универзитет “Св. Кирил и Методиј“ во Скопје, Стоматолошки факултет, Катедра по ортодонција

Комисија за одбрана:
Проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ (претседател)
УКИМ, Скопје

Проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
УКИМ, Скопје

Проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
УКИМ, Скопје

Проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
УКИМ, Скопје

Проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
УКИМ, Скопје

Научна област:
СТОМАТОЛОГИЈА, ОРТОДОНЦИЈА

Датум на одбрана:
2026

Стефана Петар Чакар Коцевски

КЛИНИЧКА ЕФИКАСНОСТ И МЕХАНИЧКИ КАРАКТЕРИСТИКИ НА ОРТОДОНТСКИТЕ ЛАКОВИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ФАЗАТА НА НИВЕЛАЦИЈА ПРИ ФИКСНИОТ ОРТОДОНТСКИ ТРЕТМАН

- Апстракт -

Вовед: Во фазата на нивелација потребни се ортодонтски лакови кои генерираат благи сили и овозможуваат максимално движење на забите со минимални несакани ефекти. Денеска на пазарот постои широк избор на лакови за нивелација, изработени од различни легури, а наменети за постигнување на иста клиничка цел. Сепак, научната литература се уште нема доволно цврсти докази за супериорноста на одреден вид ортодонтски лак во однос на клиничката ефикасност во фазата на нивелација.

Цел: Целта на истражувањето беше да се проценат и споредат механичките карактеристики и клиничката ефикасност на три најчесто користени ортодонтски лака во фазата на нивелација и да се испита нивната поврзаност.

Материјал и метод: Механичките карактеристики беа испитани со тест на свиткување во три точки според ISO 15841:2014. Клиничкиот дел беше спроведен како проспективна контролирана студија која опфати 75 испитаници, поделени во три групи според видот на применетиот ортодонтски лак: плетен челичен лак 0,015″ (Dentaflex, Dentaurum), супереластичен NiTi-лак 0,012″ (Rematitan, Dentaurum) и CuNiTi лак 0,013″ (Tanzo Premium, American Orthodontics). Клиничката ефикасност беше проценета во период од 8 недели, преку Little Irregularity Index (LII), ширините, должините, висината и периметарот на мандибуларниот дентален лак. Статистичка анализа беше спроведена со IBM SPSS верзија 26, со интервал на доверба од 95 % и праг на статистичка значајност $p < 0,05$.

Резултати: Механичкото испитување покажа значајни разлики во силата при различен степен на свиткување помеѓу испитуваните групи со значајно повисоки сили кај плетениот челичен лак при свиткувања од 2 и 3 mm. CuNiTi-лакот покажа значајни разлики во почетокот на платото ($p = 0,002$) и должината на платото ($p = 0,003$). Просечното намалување на LII изнесуваше 2,83 ± 1,40 mm, без статистички значајна разлика помеѓу трите видови лакови ($p= 0,700$); $F= 0,358$). Од останатите ортодонтски параметри, статистички значајна разлика помеѓу групите беше утврдена кај променатана на периметарот на денталниот лак ($F= 5,306$; $p=0,007$), со значајна разликата помеѓу плетениот челичен лак и CuNiTi-лакот. Регресионата анализа покажа дека почетниот LII е значаен предиктор на ефикасноста на нивелацијата ($\beta = 0,678$; $p < 0,001$), додека видот на лакот немаше статистички значајно влијание ($\beta = −0,079$; $p = 0,503$).

Заклучок: Механичките карактеристики се разликуваат помеѓу испитуваните ортодонтски лакови, но овие разлики не резултираат со значајни разлики во нивната клиничка ефикасност. Клиничкиот резултат е во поголема мера определен од почетниот степен на збиеност и карактеристиките на денталниот лак отколку од материјалот на ортодонтскиот лак, што ја нагласува важноста на индивидиална клиничката проценка при изборот на терапискиот пристап.

Клучни зборови: ортодонтски лакови, никел, титански легури, нѣрѓосувачки челик, тестирање на материјали, резултат од третман

Stefana Petar Chakar Kocevski

CLINICAL EFFECTIVENESS AND MECHANICAL PROPERTIES OF INITIAL ORTHOODNTIC ARCHWIRES

- Abstract -

Introduction: During the initial alignment phase, orthodontic archwires are required to generate light forces while allowing maximum tooth movement with minimal adverse effects. A wide range of alignment archwires made of different alloys is currently available, all intended for the same clinical goal. However, the scientific literature still lacks evidence supporting the superiority of any particular type of orthodontic archwire in terms of clinical effectiveness during the alignment phase.

Objective: The aim of this study was to evaluate and compare the mechanical properties and clinical effectiveness of three commonly used orthodontic archwires during the initial phase and to investigate the relationship between their mechanical properties and clinical performance.

Materials and Methods: The mechanical properties of the archwires were evaluated using a three-point bending test in accordance with ISO 15841:2014. The clinical part was conducted as a prospective controlled study involving 75 participants, divided into three groups according to the type of orthodontic archwire used: 0.015″ braided stainless steel (Dentaflex, Dentaurum), 0.012″ superelastic NiTi (Rematitan, Dentaurum), and 0.013″ CuNiTi (Tanzo Premium, American Orthodontics). Clinical effectiveness was assessed over an 8 week period using Little's Irregularity Index (LII) and measurements of the widths, lengths, height, and perimeter of the mandibular dental arch. Statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics version 26, with a 95% confidence interval and a statistical significance threshold of $p < 0.05$.

Results: Mechanical testing revealed significant differences in force magnitude among the investigated archwires at different levels of deflection, with significantly higher forces generated by the braided stainless steel archwire at deflections of 2 and 3 mm. The CuNiTi archwire showed significant differences in plateau onset ($p = 0.002$) and plateau length ($p = 0.003$). The mean reduction in LII was 2.83 ± 1.40 mm, with no statistically significant difference among the three archwire types ($F = 0.358$; $p = 0.700$). Among the other orthodontic parameters, a statistically significant between group difference was observed in the change in dental arch perimeter ($F = 5.306$; $p = 0.007$), with a significant difference between the braided stainless steel and CuNiTi archwires. Regression analysis showed that initial LII was a significant predictor of alignment effectiveness ($\beta = 0.678$; $p < 0.001$; $R^2 = 0.459$), whereas archwire type had no statistically significant effect ($\beta = -0.079$; $p = 0.503$).

Conclusion: The mechanical properties differed among the investigated orthodontic archwires; however, these differences did not result in significant differences in their clinical effectiveness. The clinical outcome was determined to a greater extent by the initial degree of crowding and the characteristics of the dental arch than by the archwire material, highlighting the importance of individualized clinical assessment when selecting the therapeutic approach.

Keywords: Orthodontic Wires; Nickel; Titanium Alloys; Stainless Steel; Materials Testing; Treatment Outcome

Благодарност

На мојата фамилија за целокупната поддршка низ годините во остарување на мојот професионален успех.

„Without data, you're just another person with an opinion."

Изјавувам дека докторскиот труд е оргинален труд што го имам изработено самостојно.

Стефана Чакар Коцевски с.р.

Изјавувам дека електронската верзија на докторскиот труд е идентична со отпечатениот докторски труд.

Стефана Чакар Коцевски с.р.

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД 10

2. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА ВО ДАДЕНАТА НАУЧНА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ 12

2.1 Видови на ортодонтски лакови за нивелација 12

2.1.1 Карактеристики на ортодонтските лакови за нивелација 12

2.1.2 Плетен челичен лак 13

2.1.3 Супереластичен никел-титански лак (NiTi) 14

2.1.4 Бакар-никел-титански лак (CuNiTi) 15

2.2 Оптимална сила 15

2.3 Механички карактеристики 16

2.4 Клиничка ефикасност 19

3. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ 22

4. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА 24

4.1 Материјал 24

4.2 Метод 28

4.3 Статистичка обработка на податоците 32

5. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ 33

6. ДИСКУСИЈА 111

6.1 Механички карактеристики на испитуваните лакови 111

6.1.1 Методолошки аспект и стандардизација 111

6.1.2 Влијанието на материјалот на ортодонтски лак врз механичките карактеристики 112

Големина на сила 112

Плато-регион 113

Хистереза 115

6.1.3 Влијанието на дијаметарот на ортодонтскиот лак врз механичките карактеристики 116

6.1.4 Влијанието на клиничката употреба на механичките карактеристики врё ортодонтскиот лак 118

6.2 Промени на забите во мандибуларниот дентален лак во првите осум недели од фазата на нивелација 119

6.2.1 Промени во мандибуларна дентална збиеност (Little's Irregularity Index) 119

6.2.2 Промени во трансверзалните димензии на мандибуларниот дентален лак (ширина на канини, ширина на премолари и ширина на молари) 122

6.2.3 Промени во должината, висината и периметарот на мандибуларниот дентален лак 125

6.3 Индекс на цена 127

7. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ 129

8. ЗАКЛУЧОК 131

9. СПИСОК НА КОРИСТЕНАТА ЛИТЕРАТУРА 133

БИОГРАФИЈА 137

АВТОРЕЗИМЕ НА МАКЕДОНСКИ ЈАЗИК 138

АВТОРЕЗИМЕ НА АНГЛИСКИ ЈАЗИК 156

СПИСОК НА КРАТЕНКИ И ОЗНАКИ

Кратенка/ ознака	Значење
NiTi	никел-титански лак
CuNiTi	бакар-никел-титански лак
ISO	меѓународна организација за стандардизација
LII	Индекс на ирегуларност според Little (Little's Irregularity Index)
T0	почетно мерење
T1	мерење по 8 недели
df	степени на слобода
F	вредност на F-статистиката
p	p-вредност (ниво на статистичка значајност)
t	вредност на t-статистиката
r	коефициент на корелација
ANOVA	анализа на варијанса
B	нестандардизиран регресиски коефициент
β	стандардизиран регресиски коефициент
R	коефициент на повеќекратна корелација
R^2	коефициент на детерминација
SD	стандардна девијација

1. ВОВЕД

Ортодонцијата како наука подлежи на брз развој како во филозофиите така и во технологијата и производствениот процес на ортодонтските материјали. Она што е константно е дека изворот на сила кој е основа на ортодонтскиот третман е ортодонтскиот лак. Еволутивниот пат на ортодонтските лакови кои се користат во фазата на нивелација е долг и започнува најпрво со користење на златни легури за нивна изработка до употреба на доста поекономичните челични лакови, а денес никел-титаниумот како основа за развој на многу софистицирани ортодонтски лакови за нивелација.[1] Притоа секој лак нуди продобивки кои би требало да го подобрат искуството од ортодонтскиот третман, но од друга страна го покрева прашањето кој лак е најефикасен.[2] До денес, не е произведен идеален ортодонтски лак кој може да се користи во сите фази на фиксниот ортодонтски третман. Соодносот на еластични својства е индикатор која легура ќе се истакне во одреден момент, дали е тоа почетната, работната или завршната фаза од третманот.[3] Идеално, лаковите за нивелација треба да користат благи и континуирани сили кои ќе придонесат за максимално движење на забите, со минимални несакании ефекти како што се болка и подминирачка ресорпција на коренот на забот.[4]

Денталната збиеност е една од најчестите причини за ортодонтски третман. Притоа збиеноста е многу почесто назначена во мандибуларниот дентален лак каде што поради ограниченият потенцијал за експанзија на денталниот лак и анатомијата на мандибулата претставува особен клинички предизвик. Наводите од литературата укажуваат дека изборот на ортодонтски лак во оваа фаза може директно да влијае врз ефикасноста и брзината на нивелирање на забите, комфорот на пациентот и долгорочната стабилност на резултатите.[5]

Ефикасноста на ортодонтскиот третман според литературните податоци е во корелација со механичките карактеристики на лакот кои ја детерминираат големината и константноста на силата.[6] Овие карактеристики пак зависат од видот на материјал од кој е изработен лакот, дијаметарот и должината на лакот.[4] Оттука, изборот на материјал и големина на ортодонскиот лак во фазата на нивелација се значајни варијабли кои се одговорни за оптимален и предвидлив ортодонтски третман. Интраорлната употреба е уште еден фактор кој може да влијае врз големината и константноста на силата која лаковите ја генерираат на забите.[6] Покрај способноста на ортодонтскиот лак да ги предизвика посакуваните промени во денталниот лак, должината на ортодонтскиот треман и неговата цена претставуваат интегрален дел во современото планирање на ортодонтската терапија. Пациентите очекуваат пократок и поефикасен третман, додека ортодонтите бараат предвидливи и економски оправдани протоколи.[7]

Како резултат на побарувачката, денеска на пазарот постои голем избор на ортодонтски лакови кои се користат во фазата на нивелација и притоа секој лак има за цел да го надмине претходникот и да обезбеди побрз и поефикасен третман. Меѓутоа, постои голем јаз помеѓу она што производителите на ортодонтски материјали го тврдат во однос на супериорноста на своите производи и она за што науката има докажани клинички докази[3], дополнето со фактот дека прецизните спецификации на легурите најчесто не се транспарентно нагласени од страна на производителите на ортодонтски материјали.[8]

Покрај бројните клинички студии хетерогеноста во дизајнот на студиите ги ограничува можностите за сумирање на податоците и оневозможува спроведување на мета-анализа која би можела да придонесе кон појасен одговор за тоа која лак за нивелација е најефикасен.[3,9] Како резултат, секојдневната клиничка пракса во

голема мера се потпира на експертски мислења или досегашни искуства, наспроти пракса базирана на докази.[4]

За разлика од досегашните студии кои доминантно ги евалуираат механичките и клиничките карактеристики на ортодонтските лакови одделно, ова истражување има за цел да даде целосна слика за однесувањето на ортодонтските лакови во фазата на нивелација преку интегрирање на механичките карактеристики испитани во лабораториски услови и клиничките промени кои настануваат при поставување на еден од трите најчесто користени ортодонтски лакови за нивелација: плетен челичен лак, супереластичен никел-титански лак (NiTi) и бакар-никел-титански лак (CuNiTi). Со оглед на тоа што станува збор за легури со различен состав на кои литературата им препишува различни механички карактеристики, истражувањето има за цел да испита дали и на кој начин разликите во механичкото однесување се рефлектираат на клиничките промени. На овој начин истражувањето ќе обезбеди сеопфатно разбирање и основа за информиран избор на ортодонтски лак во фазата на нивелација во секојдневната ортодонтска пракса.

Во понатамошниот текст е спроведен преглед на литературата во кој се анаизираат досегашните сознанија во однос на механичките карактеристики и клиничката ефикасност на ортодонтските лакови кои се користат во фазата на нивелација со посебен акцент на методолошките недостатоци и ограничувања на досегашните истражувања, но и на препораките произлезени од нив кои беа земени во предвид при планирање на ова истражување. Во поглавјето материјал и метод детално е опишан начинот на изведување на истражувањето, вклучувајќи го протоколот на изведување на лабораториското и клиничкото испитување, како и дефинирање на параметрите кои се предмет на анализа, со цел да се обезбеди транспарентност и репродуктибилност на истражувањето. Резултатите се презентирани последователно, најпрво за механичкиот дел, а потоа и за клиничкиот дел. Дискусијата ги интегрира и споредува сознанијата добиени од лабораториските испитувања со клиничките промени, овозможувајќи целосно согледување на нивната поврзаност. Заклучокот ги сумира главните наоди од истражувањето, и дава одговор на поставените цели на истражувањето, однонсо ги потврдува или отфрла поставените хипотези, а врз основа на резултатите дава и препораки за идни истражувања во оваа област.

2. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА ВО ДАДЕНАТА НАУЧНА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ

Во ова поглавје е направен преглед на релевантната литература поврзана со ортодонтските лакови кои се користат во фазата на нивелација. Прегледот ги опфаќа: историскиот развој на ортодонтските лакови, литературните податоци за механички својства и недостатоците од оваа област, како и достапните информации во однос на клиничката ефикасност на ортодонтските лакови за нивелација.

2.1 Видови на ортодонтски лакови за нивелација

Целта на ортодонтскиот третман е постигнување на идеална поставеност на забите и обезбедување стабилна оклузијата опишана преку шесте клуча на оклузија од страна на Andrew[10], притоа обезбедувајќи максимален комфорт на пациентот и оптимално времетраење на ортодонтскиот третман.[11] За таа цел се аплицира контролирана сила на забите каде што главен извор на сила е ортодонтскиот лак.

Фазата на нивелација на забите претставува првата фаза во ортодонтскиот третман која има за цел да ја коригира неправилната положба на поедини заби, да ја утврди и контролира антеропостериорната положба на инцизивите, постериорната ширина на денталниот лак, како и формата на денталниот лак. Покрај ова, во фазата на нивелација се врши и вертикална корекција на забите преку интрузија или екструзија.[4] Секој пропсут во првата фаза ќе има директни последици на работната и завршната фаза и крајно ќе влијае врз времетрањето и квалитетот на фиксниот ортодонтски третман, а со тоа и на искуството на пациентот. Поради ова, соодветно изведување на првата фаза или фазата на нивелација е особено важна.

Ортоднските лакови кои се користат во фазата на нивелација најчесто се изработени од никел-титан или нѣрѓосувачки челик, имаат кружен пресек и се со диајметар од 0,012″ до 0,018″ во зависност од степенот на збиенста на забите.[12]

2.1.1 Карактеристики на ортодонтските лакови за нивелација

Идеален ортодонтски лак кој ќе поседува карактеристки за да може притоа да се користи во сите фази од фиксниот ортодонтски третман сѐ уште не постои.[2] Оттука идеалниот ортодонтски лак во фазата на нивелација треба да има намалена крутост, висок степен на еластичност и способност за активирање во поширок опсег на свиткување без трајна деформација, при што генерира благи и континуирани ортодонстски сили. На тој начин ортодонтскиот лак ќе овозможи физиолошки одговор од пародонталните структури, што ќе поттикне ефикасно движење на забите и истовремено ќе го намали ризикот од оштетување на потпорните ткива.[2] Покрај механичките својства, лакот треба да поседува и биокомпатибилност, но и економска оправданост, односно прифатлива цена која овозможува негова практична примена во секојдневната клиничка праска.[4]

Крутоста на ортодонтскиот лак се дефинира како однос меѓу генерираната сила и степенот на свиткување, при што поголема крутост генерира повисоки сили при исто свиткување, додека пак ортодонтски лак со помала крутост овозможува поголема флексибилност и испорака на умерени сили. Крутоста е правопропорционална со модулот на еластичност на материјалот, којшто е доста повисок кај челичните лакови за разлика од никел-титански лакови. Еластичноста на лакот овозможува свиткување во одреден опсег без трајна деформација и способност за враќање во првобитната форма по отворанување на оптоварувањето.

Клинички, еластичниот ортодонтски лак овозможува лесно аплицирање во слотот на брекетите, особено во услови на изразена збиеност каде што растојанието помеѓу брекетите е мало, што често се забележува во мандибуларниот дентален лак. Притоа способноста на лакот да се свитка без трајно да се деформира овозможува негово враќање кон првобитната форма и континуирааноо генерирање на ортодонска сила. Покрај еластиченоста, ортодонтскиот лак треба да поседува и доволно цврстина за да ја задржи својата форма, да се спротистави на деформација и да овозмоожи пренос на блага, ефективна и контролирана сила што ќе предизвика движење на забите без прекумерно оптоварување на пародонталните ткива.[13] Биокомпатибилноста е суштинска карактеристика на секој ортодонтски материјал затоа што е во продолжен контакт со оралните ткива. Кај ортодонтските лакови, ова е особено важно со цел да се избегнат несакани реакции, како што се алергии или иритации на меките ткива, особено кај пациенти кои се осетливи на одредени метали, како што е никелот.[14] Конечно, цената претставува практичен аспект кој влијае врз изборот на лакот и често ја рефлектира сложеноста на производствениот процес, видот на материјалот што се користи и својствата на легурите.[4]

Развојот на ортодонтските лакови е тесно поврзан со можноста преку промена на составот на легурата да се модифицираат механички својства и на тој начин да се добијат карактеристики соодветни на различните фази на ортодонтскиот третман или пак да се подобрат перформансите на лакот за фазата за која е индициран.[15]

Evans и Durning[1] предлагаат класификација на ортодонтските лакови преку хронолошкиот тек на откривање на легурите и структурната фаза. Фаза I: легури без никел и титан, како што се челик и злато (1940 – 1960); фаза II: мартензит стабилизирани легури како нитинол; фаза III: супереластични, аустенит активни легури (1980); фаза IV: термоактивни, мартензитни легури (Cu-Ni-Ti 1990); фаза V: градурани термодинамички легури (GAC BioForce, 1990).

Оваа класификација го прикажува постепениот развој на ортодонтски лакови чија примена е насочена кон постигнување на поефикасен и биолошки поприфатлив ортодонтски третман. Во тој контектс во рамки на ова истражување се споредуваат три најчесто користени ортодонтски лака во фазата на нивелација: плетен челичен лак, супереластичен никел-титански лак (NiTi) и бакар-никел-титански лак (CuNiTi).

2.1.2 Плетен челичен лак

Хронолошкиот развој на ортодонтските лакови започнува со употребата на благородни метални легури како што е златото, кое се користело до почетокот на 1940-тите години. Златото иако покажува голема биокомпатибилност, поради високата цена и мекоста, е заменето со доста поекономичниот метал, нѣрѓосувачки челик.[4]

Овој материјал нуди висок модул на еластичност, одлична способност за обликување и ниско ниво на фрикција со брекетот, што го прави идеален кандидат за време на работната фаза при фиксниот ортодонтски третман. Но, кога се работи за нивелирање на забите дури и мали свиткување резултираат со високи нивоа на стрес кој произведува нефизиолошка сила што потоа се аплицира на забите и потпорните ткива.[1]

Плетените челични лакови се произведени како одговор на потребата од поблаги сили во споредба со стандардните челични лакови. Тие се изработени од нишки на тенки челични лакови испреплетени помеѓу себе со цел намалување на

крутоста. Предноста на плетените челични лакови во однос на стандардните челични лакови е подобра еластичност, делумна способност да поднесат свиткувања без да се деформираат, како и да генерираат поблаги сили врз забите во подолг работен опсег.[1,16] Од друга страна плетените челични лакови под дејство на големи свиткувања се склони кон деформација, што потенцијално би ја компримитирало нивната ефикасност во фазата на нивелација.[17]

2.1.3 Супереластичен никел-титански лак (NiTi)

Никел-титаниските ортодонтски лакови и нивното појавување во 70-тите години, револуционерно влијае врз текот на ортодонтскиот третман и развојот на техниката на прав лак. Карактеристично за никел-титанските лакови е тоа што постојат во повеќе од една кристална структура и нивната посебност се должи токму на спсобноста за реверзибилна фазна трансформација од аустенитна и мартензитна фаза и обратно, под влијание на механичкото оптоварување и температура на оралната средина. Како резултат на ова фазно однесување, никел-титанските лакови поседуваат две значајни карактеристики кои не се типични за конвенционалните легури, а тоа се супереластичност и меморијата да се вратат во својата првобитна форма.[4]

Во споредба со плетените челични лакови, супереластичните никел-титански лакови се одликуваат со способност за генерирање на порамномерни сили во поширок опсег на активација и способност за враќање во првобитна форма. Благодарение на овие својства можат да генерираат релативно константни сили во поширок опсег на активација, при што по свиткување имаат тенденција да се вратат кон претходно зададената форма. Наспроти тоа, кај плетените челични лакови големината на силата е повеќе зависна од степенот на свиткување, а при надминување на еластичниот лимит постои ризик од трајна деформација.[4]

Интересен феномен кој што е поврзан со супереластичното однесување на никел-титански лакови е постоење на хистереза. На дијаграмот сила-свиткување, хистерезата ја претставува разликата помеѓу кривата на оптоварување и кривата на растоварување, односно енергијата која материјалот ја губи за време на еден циклус на свиткување и враќање во почетната форма. Од клинички аспект ова значи дека при активирање на лакот во брекетите е потребна поголема сила, додека при растоварување, односно враќање на лакот во првобитната форма се ослободува пониска сила. Кај легури со поизразена хистереза, повторените циклуси на активација може со тек на време да доведат до механички замор и делумна деградација на супереластастичните својства, што потенцијално може да влијае врз предвидливоста на ослободените сили. Сè додека лакот ја задржува својата еластична резерва, неговото повторно лигирање може да овозможи продолжено дејство без неопходна замена. Сепак, ефектот на оваа постапка зависи од преостанатите механички својства на лакот, а клиничките докази за оптимална фрекфенција на лигирање се ограничени.[18]

Недостатоците на овие лакови се ниска можност за обликување, немаат можност за залотување како и повисоката цена во однос на плетенииите челични лакови и присуството на никел како потенцијален алерген.[4,1,16]

2.1.4 Бакар-никел-титански лак (CuNiTi)

Бакарот е елемент кој во текот на 90-ите години започнува да се додава во никел-титаниските лакови со цел да ја подобри клиничката ефикасност и да ги подобри механичките својства на лакот.[2]

Кај термоактивните бакар-никел-титански лакови една од главните предности е поврзана со нивната температурно зависна фазна трансформација. На собна температура лакот се наоѓа претежно во мартензитна фаза, каде што лакот е помек, пофлексибилен и полесен за внесување во слотот на брекетите, особено при поголема збиеност. По внесување во оралната празнина, под влијание на оралната температура доаѓа до фазна трансформација од мартензитна во аустенитна фаза. Во аустенитна фаза лакот ја зголемуваат својата механичка активност и настојува да се врати во својата првобитна форма, при што генерира континуирана ортодонтска сила.[19]

За разлика од супереластичните NiTi-лакови, CuNiTi-лаковите во својот состав покрај никел и титан имаат 5-6 % бакар и 0,5 % хром. Бакарот е ефикасен спроводник на топлина и овозможува генерирање на похомогено оптеретување по целата должина на лакот, но и подобра контрола на температурниот опсег на фазна трансформација. CuNiTi-лаковите можат да бидат изработени во три различни транзиторни температури: CuNiTi- 27 ºC, CuNiTi- 35 ºC и CuNiTi- 40 ºC. Оваа вградена прецизност во CuNiTi-лаковите има за цел да го стави клиничарот во контрола, особено во раните фази на третман.[20]

Ова температурно зависно однесување, според науката на која се базираат термоактивните лакови, би требало да придонесе за динамично оптоварување од ортодонтскиот лак што ќе резултира со попожелна реакција на ткивото во споредба со лак која врши статичко оптоварување.[13]

Додавањето на бакар потенцијално би требало да влијае и врз намалување на хистерезата. Од клинички аспект овие модификации на легурата треба да придонесат до генерирање на порамномерни и поконтролирани сили при растоварување, што теоретски може да придонесе до поефикасно и попредвидливо движење на забите.[13]

2.2 Оптимална сила

Движење на забите во текот на фиксниот ортодонтски третман настанува како резултат на аплицирана сила и ремоделирање на периодонталниот лигамент и алвеоларната коска.[21] Хистолошките студии укажуваат дека континуирана, оптимална сила резултира со директна ресорпција на ѕидот на алвеоларната коска во пределот на притисок во период од 24 часа до неколку дена, додека на страната на тензија, коската се ремоделира по пат на апозиција на нова коска.[22]

Во случаи кога силата што се аплицира од ортодонтскиот лак на забите е голема и го прекинува снабдувањето со крв, периодонталниот лигамент станува аваскуларен и движењето на забите се намалува или целосно прекинува. Колку е поголем хиалинизираниот дел, толку ќе биде одложено започнувањето на ортодонтското движење на забите, бидејќи диференцијацијата на остеокластите во периодонталниот лигамент не е можна, и процесот на ресорпција не може да започне до многу подоцнежна фаза. Дополнително, ризикот од несакани ефекти, како што се подминирачка ресорпција на коренот на забот, болка, па дури и девитализација на забот се зголмува, а со тоа се намалува комфортот на пациентот и клиничката ефикасност на ортодонтската терапија.[21]

Покрај големината на силата, нејзиниот континуитетот е значаен параметар при ортодонтско движење на забите.[25] Предизвикот во конструкцијата на ортодонтски елементи е да се креира сила која не е ниту премногу силна, ниту премногу варијабилна со текот на времето. Благите сили, иако препорачливи и биолошки, не треба рапидно да се намалуваат поради губење на еластичнота на материјалот или пак мало поместување на забот да предизвика голема промена во големината на силата.[3] Од друга страна пак, јаки сили кои континуирано делуваат ќе резултираат со подминирачка ресорпција на забот и деструкција на пародонталните структури, без доволно време за регенерација на ткивото.[3]

Голем број студии го потенцираат постоењето на нелинеарност помеѓу големина на сила и движење на забите. Односно, до одредена големина на силата ќе постои движење на забите, но доколку дојде до понатамошно зголемување на силата, движењето на забите ќе се забави токму поради појавата на хијалинизирани делови.[23,24,25]

Од друга страна кога зборуваме за минимална сила, според Schwarz[26], сила која е под вредноста на оптимална сила нема да предизвикаат реакција во периодонталниот лигамент. Концептот на „благи сили“ во ортодонцијата стекнува популарност во средината на 20-тиот век, поткрепен со студии кои сугерираат дека благите сили се поефикасни, биолошки поприфатливи и предизвикуваат помалку болка. Сепак, овој термин често се користи неконзистентно, без универзален консензус или научни докази кои точно ја дефинираат вредноста на силата, имајќи го предвид фактот дека нивната ефикасност зависи од тоа како и во кој контекст се применуваат.[27]

Современиот концепт на оптимална сила претпоставува дека сила со соодветна големина и карактеристики може да обезбеди максимално движење на забите без оштетување на ткивата и да обезбеди најголем комфорт за пациентот. Proffit[4] дефинира вредности на големина на сила за различни движења на забите, односно 0,35- 0,60 N за типинг, ротација и екструзија, најблага сила од 0,10- 0,20 N за интрузија и 0,70- 1,20 N за трнслаторни движења. Во овој контекст, Moga и соработниците[28] сугерираат дека вредностите на сила од 0,60 до 1,20 N се безбедни и се сметаат за оптимални за сите пет различни ортодонтски движења на забите во услови на интактен периодонциум. Сличен заклучок има и систематскиот преглед на Theodorou и соработниците[29], каде што се посочува дека силата од 50 до 100 cN би била оптимална за ортодонтско движење на забите, меѓутоа и ја потенцира потребата од внимателно толкување на податоците поради недостатокот на силни докази.

Математичкиот модел на Ren и соработниците[30] заклучува дека не може да се дефинира праг на сила што ќе иницира ортодонтско движење на забите, ниту да се пресмета опсег на оптимална сила каде што ќе имаме максимално движење на забите. Оттука, ортодонтското движење на забите е многу сложен процес, факт кој често се заборава во ерата на забрзана ортодонција. Оптималната сила не е апсолутна вредност и зависи од повеќе фактори вклучувајки ги индивидуалните варијации кои се надовр од контрола на клиничарот.[4]

2.3 Механички карактеристики

Механичките карактеристики на ортодонтските лакови се значајни затоа што даваат основа за големината и карактеристиките на силата која ортодонтските лакови ја генерираат и пренесуваат на забите во лабораториски услови. Притоа

механичките карактеристики на лаковите примарно се евалуираат преку тестот на свиткување во три точки.

Тестот на свиткување во три точки за првпат е опишан од Miura и соработниците.[31] Предноста на употребата на тестот на свиткување во три точки е тоа што има висока репродуктибилност и овозможува споредба на резултатите помеѓу студии.[32] Начинот на негово изведување е опишан во ISO 15841:2014 Dentistry- Wires for use in orthodontics.[33] ISO-стандардот осигурува дека испитувањето се спроведува на ист начин во различни студии, постои конзистентност и веродостојност на добиените резултати, но и поголема ефикасност преку намалување на ресурсите за негово изведување како подготовка на примероци и потребата од проба и грешка во развивање на сопствени процедури на тестирање.

Со оглед на тоа дека тестот на свиткување во три точки претставува лабораториско иситување не може во целост да ги симулира клиничките услови, како и биолошкиот одговор при аплицирана сила.[34] Ортодонтските лакови во усната празнина се под влијание на влажност, орален плак, корозија, фактори кои би можеле да влијаат врз силата која лаковите ја аплицираат. Затоа резултатите од овој тест претствуваат теоретска рамка за споредба на силата и нејзините карактеристики.[35]

До денес, неколку студии ја испитуваат силата и однесувањето на ортодонтските лакови во лабораториски услови со цел да го предвидат однесувањето на лаковите во клинички услови.

Клучната разлика помеѓу лаковите за нивелирање е силата при растоварување односно силата која се аплицира од лакот врз забите со цел нивно придвижување.

Досегашните литературни податоци[36,37,38,39,34] укажуваат на статистички значајна разлика во силата која ортодонтскиот лак ја генерира на забите помеѓу различните видови на ортодонтски лакови во фазата на нивелација. Во студијата на Quintao и соработниците[36] плетениот челичен лак генерира најслаба сила, суперелстичниот и термоактивниот никел-титански лак генерираат приближно иста сила, што според авторот е прифатлива за првата фаза од ортодонтскиот третман, додека конвенционалните челични лакови генерираат највисока сила. И покрај тоа што ниската сила која ја генерираат ги приближува плетените челични лакови најблиску до дефиницијата за оптимална сила, студијата на Taneja и соработниците[38] укажува дека нивната клиничка предвидливост е ограничена поради варијабилноста и брзото опаѓање на силата при деактивација. За разлика од никел-титанските лакови кои одржуваат умерено благи сили и сили кои умерено се намалуваат, плетените челични лакови генерираат сила која во голема мера зависи од степенот на свиткување на лакот.[38]

Покрај просечната сила при растоварување, клинички значајна карактеристика на никел-титанските лакови е генерирање на плато-регион, односно регион во кој силата останува релативно константна без разлика на степенот на свиткување на лакот. Оваа карактеристика Lombardo и соработниците[40] ја евалуираат преку неколку параметри: должина на плато која укажува колку долго силата е конзистентна, просечната сила во плато регионот и наклонот на кривата во плато-регионот кој ја означува стапката на промена на сила во овој регион.

Споредбата помеѓу супереластичните никел-титански лакови и термоактивните никел-титански лакови покажува дека силата која се генерира во платото е поголема кај супереластичните никел-титански лакови. Во однос на должината на конзистнентна сила, термоактивните никел-титански лакови имаат

поголема должина на платото во споредба со стандардните никел-титански ортодонтски лакови, односно подолго време генерираат релативно константна сила.[40,41]

Степенот на свиткување дополнително влијае врз карактеристиките на платото. Иако теоретски никел-титанските лакови треба да генерираат константна сила независно од степенот на свиткување[42], литературните податоци укажуваат дека при мали свиткувања суперелстичните лакови се однесуваат слично на конвенционалните легури, односно не креираат сигнификантен плато-регион.[43,44] Со зголемување на свиткувањето пак доаѓа до формирање на плато регион и зголемување на силата, додека просечната сила во плато-регионот не е афектирана од степенот на свиткување.[41] Во студијата на Meling[43] потебно е свиткување од 0,5 mm за суперелластичните никел-титански лакови да ја презентираат својата суперелластичност, додека студијата на Lombardo и соработниците[40] покажува дека при 2 mm свиткување не се презентираат во целост суперелластичните својства на никел-титанските лакови. Во студијата на на Gatto и соработниците[34] пак, термоеластичниот и суперелластичниот никел-титански лак покажуваат тесни и стрмни криви при односот сила и свиткување на свиткување од 2 mm, додека при свиткување од 4 mm, присутна е широка крива со видлива плато-фаза.

Зголемувањето на дијаметарот на ортодонтскиот лак е поврзано со статистички сигнификантно зголемување на генерираната сила од ортодонотските лакови, без разлика на материјалот од кој се изработени.[45,34] Интересна констатација од студијата на Lombardo и соработниците[40] е тоа што процентуалното зголемување на силата со зголемување на дијаметарот се разликува помеѓу супереласичен никел-титански лак и термоактивен никел-титаниски лак. Силата од суперелластичните никел-титански лакови покажува поголема тенденција за зголемување со зголемување на дијаметарот во споредба со термоактивните никел-титански лакови. Во однос на дијаметарот и должината на платото, резултатите од литературата се контрадикторни. Додека некои студии покажуваат скратување на платото, поради тоа што со зголемување на дијаметарот лакот станува покрут[46], други студии регистрираат продолжување на платото со зголемување на дијаметарот.[6] Сепак, поради суперелластичното однесување на никел-титанските лакови, крутоста не е силно асоцирана со дијаметарот на лакот, што ја оправдува употребата на поголем дијаметар како прв лак во фиксниот ортодонтски третман.[44]

Хистерезата дефинирана како разлика помеѓу силата на оптоварување и растоварување е мерка за дисипација на силата за време на циклусот на свиткување на лакот во брекетите и враќање на лакот во првобитната форма.

Притоа кај сите три ортодонтски лакови: суперелластичен никел-титански лак, термоекативен никел-титански лак и плетен челичен лак се забележува одреден степен на хистереза, кој е резултат на разликата помеѓу поголемите сили на оптоварување и помалите сили на растоварување. Процентуалната дисипација на сила е најголема кај плетените лакови, особено при мали свиткувања, што се должи на недостатот на суперелластичност и меморија да се вратат во првобирна форма, како и деформацијата при свиткување.[37] Gatto и соработниците[34] ја споредуваат хистерезата помеѓу суперелластичен никел-титански лак и термоактивен никел-титански лак со ист дијаметар. Согледуваат дека термоактивните никел-титански лакови генерираат послаба сила, но имаат поголема хистереза, за разлика од суперелластичните никел-титански кои генерираат појака сила, но имаат помала хистереза.

Интраоралната или клиничка употреба е фактор што дополнително може да влијае врз механичките карактеристики на ортодонтските лакови.

Студијата на Eliades и Bourauel[47] ги истакнува ефектите на интраоралното стареење врз ортодонтските лакови. Студијата заклучува дека изложеноста на лаковите на условите на оралната средина може да ја промени морфологијата, структурата и механичките својства на лаковите, како што се супереластичноста и отпорноста на фрактури. Овие промени можат да влијаат врз силата и фрикцијата за време на ортодонтскиот третман, што може да доведе до помалку предвидливи резултати.

Резулататите од студијата на Lombardo и соработниците[6] укажуваат дека термоактивните никел-титански и супереластичните никел-титански лакови по клиничка употреба од осум недели се однесуваат непроменето во однос големина на сила и должина на плато-фаза. Единствена статистички значајна карактеристика што се менува е наклонот на кривата во плато-фазата, односно конзистентноста на силата.

Податоците за механичко однесување на лаковите по нивно користење in vivo се сè уште ограничени во литературата[6], и токму поради тоа ова истражување има за цел да ги адресира.

2.4 Клиничка ефикасност

Клиничката ефикасност на ортодонтските лакови во фазата на нивелација се однесува на нивната способност да постигнат посакувани ортодонтски резултати како што е нивелирање на забите, со минимум несакани ефекти како што се болка и ресорпција на коренот на забот.[4]

Земајќи предвид дека на пазарот постои голем избор на ортодонтски лакови кои се користат во фазата на нивелација се поставува прашањето кој лак е најефикасен. Во современата ортодонтска пракса никел-титанскиот лак претставува чест избор на клиничарите, поради тоа што претставува комбинација на ефикасно клиничко однесување и цена. Сепак, постојат клиничари кои ја преферираат употребата на плетен челичен лак во оваа фаза, затоа што се доста поекономични, но и до денес литературата не покажала дека овој вид на ортодонтски лакови се клинички помалку ефикасни од останатите.[31]

Досега се направени три клучни систематски прегледи кои обезбедуваат податоци за клиничкото ефикасност на ортодонтски лакови за нивелација.[9,48,49] Пред да се навлезе во спецификите на секој преглед, важно е да се истакне целокупното значење на овие систематски прегледи во унапредување на разбирањето на однесувањето на ортодонтските лакови во клинички услови, како и на недостатоците во досегашните клинички студии.

Систематскиот преглед на Riley и Bearn[9] изведен во 2009 год. е првиот кој ги агрегира дотогашните клнички испитувања кои ја обработуваат ефикасноста на различни видови на ортодонтски лакови за нивелација. Систематскиот преглед вклучува седум контролирани клинички испитувања кои ги споредуваат плетените челични лакови со никел-титанските лакови или различни видови никел-титански лакови меѓусебно. Само една од студиите кои се вклучени во прегледот укажува на поголема ефикасност на супереалстичниот никел-титански лак во споредба со плетениот челичен лак и тоа само во долниот лабијален сегмент.[50] Оттука се поставува прашањето дали оваа разлика која е ограничена на еден сегмент е и клинички сигнификанта.

Во 2014 година, Papageorgiou и соработниците[49] објавуваат пообемен систематски преглед и метаанализа кои ја споредуваат ефикасноста на ортодонтските лакови за нивелирање во однос на нивото на нивелирање на забите

и несаканите ефекти. Притоа тринаесет рандомизирани контролирани клинички студии ја споредуваат ефикасноста помеѓу плетен челичен лак со различни видови никел-титански лакови и споредба помеѓу различни видови никел-титански лакови. Метаанализата опфаќа две клинички студии[51,52] каде што се укажува на статистички незначајна разлика во корист на супереластичниот никел-титански лак наспроти конвенционалниот никел-титански лак.

И покрај речиси една деценија дополнителни истражувања, најновиот Cochrane систематски преглед од 2024 год.[48] доаѓа до сличен заклучок. Систематскиот преглед вклучува дваесет и девет рандомизирани контролирани студии кои споредуваат плетен челичен лак и/или конвенционален никел-титански лак и/или супереластичен никел-титански и/или термоактивен никел титаниусмки лак. Покрај ортодонтските лакови од различен материјал, прегледот ги споредува и супереластичен никел-титански лак составен од една нишка со плетен супереластичен никел-титански лак составен од повеќе нишки, како и лакови со различни големини. Целта на систематскиот преглед е да ја оцени ефикасноста на лаковите во однос на нивото на нивелирање на забите, болка и ресорпција на коренот на забот. Резултатите укажуваат дека супереластичните никел-титански лакови предизвикуваат повеќе болка по првиот ден во споредба со термоактивните никел-титански лакови, додека супереластичните никел-титански лакови составени од една нишка имаат пониска стапка на нивелирање во споредба со плетените супереластични никел-титански лакови. Во однос на ризикот од ресорпција на корените во почетната фаза од третманот, достапните клинички студии не обезбедуваат доволно веродостојни податоци за негова проценка.

Трите систематски прегледи кои ја разгледуваат клиничката ефикасност на лаковите за нивелација доаѓаат до козистентен заклучок, постоечките докази не се доволно силни за да се препорача кој било лак како јасно посупериорен од останатите. Главните причини наведени во трите систематски прегледи се: методолошка хетерогеност помеѓу студиите, мал број испитаници, непотполно известување и отсуство на унифицирана мерка за квантификација на неправилноста на забите. Иако една метаанализа укажува на тенденција кон подобри резултати со супереластичниот никел-титански лак, ограниченият број на вклучени студиии, методолошките различни, не дозволуваат овие наоди да се интерпретираат како клинички значајни. Оттука, изборот на ортодонтски лак во фазата на нивелација сè уште се базира на клиничко искуство и достапност, а постои јасна потреба од добро дизајнирани рандомизирани клинички студии.

Ефикасноста на ортодонтскиот третман во фазата на нивелација, освен што има за цел да ги нивелира забите, движењето на забите треба да го спроведе со минимални несакани ефекти.

Болка и дискомфорт се најчестите негативни искуства на пациентите по поставување на фиксниот ортодонтски апарат. Иако болката е субјективен фактор, најчесто е индивидуално конзистентна и е асоцирана со јачината на силата која лакот ја аплицира врз забите, особено по поставување на првиот ортодонтски лак. Примената на ортодонтска сила резултира со ослободување на проинфламаторни цитокини и генерирање на воспалителни реакции. Простагландините служат како медијатори за ортодонтско движење на забите, но тие исто така го зголемуваат преносот на болни стимули и резултираат со генерирање болка. Формирањето на исхемични области во периодонталниот лигамент со стерилна некроза може исто така да предизвика ортодонтска болка и привремено прекинување на движење на забите.[4]

Досегашните истражувања покажуваат дека најсилниот интензитет на болка е 24 часа по поставување на фиксниот апарат, додека болката драстично се намалува по третиот ден од започнувањето на фиксниот третман. Докажана е значајна и правопропорционална врска помеѓу интензитетот на болка и возраста на пациентот, додека почетната збиеност, пол, како и дентален лак каде што е поставен иницијалниот лак немаат докажана поврзаност со интензитетот на болка.[53]

Ресорпцијата на корен е несакан ефект и значаен ризик при фиксниот ортодонтски третман. Во најголем број случаи ресорпцијата на корен е клинички незначајна, но литературата покажува дека кај 1 – 5 % од ортодонтски третираните пациенти се појавува тешка форма на ресорпција на корен што е дефинирана како ресорпција која поминува 4 mm или третина од должината на коренот. Во голема мера се истражува асоцијацијата помеѓу ресорпцијата на корен и времето на ортодонтскиот третман, како и степенот на сила кој е аплициран врз забите за време на фиксниот ортодонтски третман. Систематскиот преглед на Roscoe, Meira и Cattaneo[54] ја докажува оваа поврзаност и дава препорака дека при случаи на појава на значајна ресорпција на корен, треба да се направи пауза во третманот, што ќе дозволи заздравување на ресорбираниот цемент.

3. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ

Различните видови ортодонтски лакови, изработени од различна легура и со различен дијаметар според литературата имаат различно биомеханичко однесување особено во однос на големината на силата и нејзината конзистентност.

Истражувањето се заснова на претпоставката дека механичките карактеристики на ортодонтските лакови имаат влијание на силата која се генерира од ортодонтскиот лак на забите. Како резултат на тоа, може да влијаат на движењето на забите во првата фаза од фиксниот ортодонтски третман.

Покрај наведените разлики во механичките карактеристики, досегашните литературни податоци не покажуваат јасен заклучок дека одреден вид на ортодонтски лак кој се користи во фазата на нивелација покажува значителна предноста во однос на друг. Како резултат на досегашните клинички истражувања, но имајќи во предвид и дека ортодонтското движење на забите претставува сложен биолошки процес, останува отворено прашањето дали лабораториските разлики помеѓу лаковите се одразуваат врз клиничките промени во денталниот лак.

Во таа смисла оправданоста на ова истражување произлегува од потребата механичките карктеристики да не се истражуваат изолирано, туку да се поврзат со клиничките промени. Во ова истражување беше евалуиран почетокот на фиксниот ортодонтски третман, односно првите осум недели од поставувањето на фиксниот ортодонски апарат и испитуван лак.

Истражувањето ги споредува трите ортодонтски лакови кои најчесто се користат во фазата на нивелација при фиксниот ортодонтски третман: плетен челичен лак, суперелластичен NiTi лак и CuNiTi лак, како материјали со различен состав на легурата, што би резултирало со различно механичко однесување, меѓутоа наменети за користење во истата фаза од ортодонтскиот третман.

Врз основа на наведеното поставени се следните хопотези:

Хипотеза 1: Материјалот, дијаметарот и клиничката употреба на ортодонтските лакови за нивелација доведуваат до разлики во нивните механичките карактеристики определени преку тестот на свиткување во три точки.

Хипотеза 2: Не постои разлика во клиничката ефикасност помеѓу плетен челичен лак, суперелластичен никел-титаниумски (NiTi) и бакар-никел-титаниумски лак (CuNiTi) во првите осум недели од фазата на нивелација при фиксниот ортодонтски третман.

Од механичките карактеристики на лакот предмет на истражување е силата на растоварување т.е. силата која се пренесува од ортодонтскиот лак на забите и нејзините карактеристики помеѓу различни видови на ортодонтски лакови за нивелација., Меѓутоа и начинот на кој таа се менува со зголемувањето на дијаметарот на ортодонтскиот лак и како влијае клиничката употреба на механичките карактеристики на лакот по осум недели интраорална употреба.

Доколку хипотезата се потврди се очекува да се утврдат статистички значајни разлики во силата на растоварување и нејзините карактеристики врз основа на материјалот, дијаметарот и клиничката употреба на ортодонтскиот лак.

Клиинчката ефикасност е регистрирана преку промени на положбата на забите и мандибуларниот дентален лак, во период од осум недели започнувајќи од поставувањето на фиксниот ортодонтски апарат и испитуваниот ортодонтски лак.

Како примарен исход е проценет степенот на намалување на збиеноста на мандибуалрните заби според Little's Irregularity Index. Дополнително, се испитани трансверзалните промени, промената во должината и висина на денталниот лак и промена во периметарот на денталниот лак.

Доколку се потврди хипотезата, се очекува дека нема статистички значајна разлика во клиничката ефиаксност помеѓу испитуваните ортодонтски лакови.

4. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА

Истражувањето претставува проспективно контролирано клиничко испитување дополнето со лабораториско *in vitro* тестирање на испитуваните ортодонтски лакови. Овој комбиниран пристап овозможува паралелна евалуација на клиничките и на лабораториските својства на ортодонтските лакови, со што се добива сеопфатна слика за нивното однесување и ефикасност во фазата на нивелација.

Клиничкиот дел од истражувањето беше спроведен на Клиниката за ортодонција при Универзитетскиот стоматолошкиот клинички центар „Св Пантелејмон“, Скопје, Р. Северна Македонија. Додека, лабораториското испитување на ортодонтските лакови беше изведено на Машинскиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје, Р. Северна Македонија.

4.1 Материјал

Лабораториски дел

Испитувањето вклучи три вида ортодонтски лака за нивелација, испитувани во нивните почетни дијаметри: плетен челичен лак со дијаметар 0,015″ (*Dentaflex*, *Dentaurum)*, супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″ (*Rematitan*, *Dentaurum)* и CuNiTi лак со дијаметар 0,013″ (*Tanzo Premium, American Orthodontics)*, прикажани на слика 1.



Слика 1. Испитувани ортодонтски лакови

Дополнителни, поголеми дијаметри на испитуваните ортодонтски лакови беа аналзиирани со цел да се евалуира влијанието на дијаметарот на лакот врз силата која ортодонтскиот лак ја генерира на забите од мандибуларниот дентален лак.

Материјал	**Испитувани дијаметри**
Плетен челичен лак	0,015″ и 0,018″
Супереластичен NiTi-лак	0,012″ и 0,014″
CuNiTi-лак	0,013″ и 0,014″

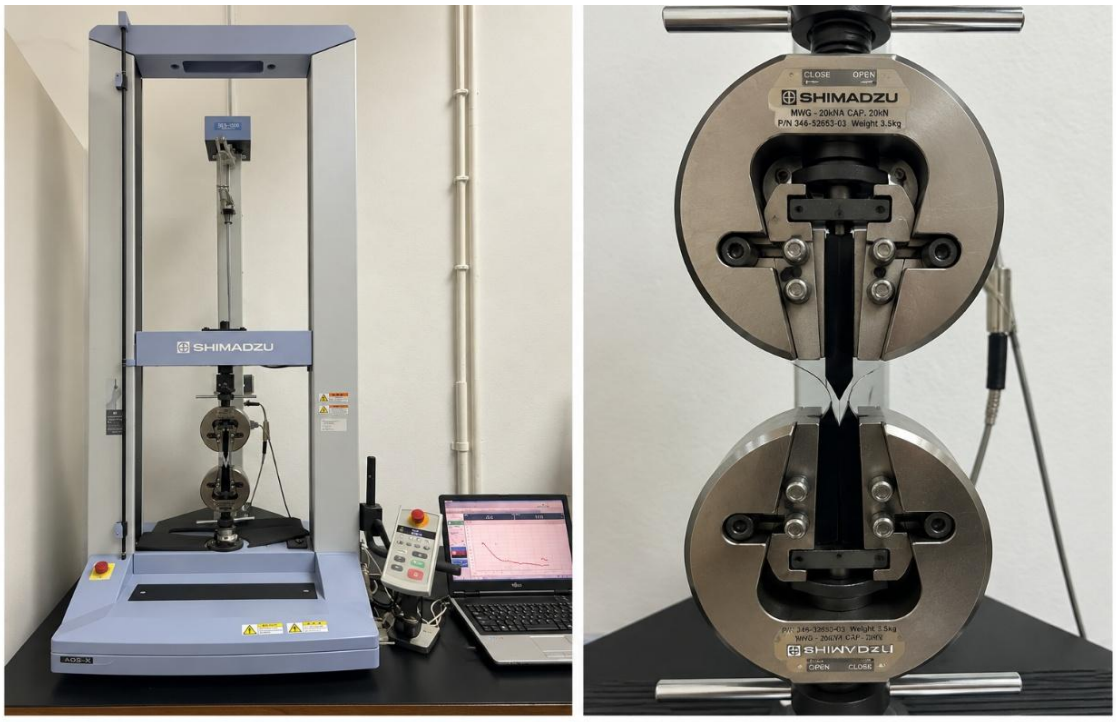
За секој испитуван параметар (материјал, дијаметар, клиичка употреба) беа анализирани по шест примероци од иста серија согласно барањата од ISO 15841:2014 (E) Dentistry- Wires for use in orthodontics.

За да се одреди како материјалот од кој е изработен ортодонтски лак влијае врз силите генерирани врз забите при различни свиткувања, се одреди силата на растоварување помеѓу 0,015″ плетен челичен лак, 0,012″ супереластичен NiTi-лак и 0,013″ CuNiTi-лак.

За да се испита како промената во дијаметарот на испитуваниот лак влијае врз силите дистрибуирани врз забите, се одреди и спореди силата на растоварување помеѓу 0,015″ плетен челичен лак и 0,018” плетен челичен лак, 0,012” супереластичен никел-титански лак и 0,014″ супереластичен никел-титански лак и 0,013″ термоактивен бакар-никел-титански лак и 0,014″ термоактивен бакар-никел-титански лак.

За да се испита како клиничката употреба на испитуваниот лак во период од 8 недели (просечен интервал помеѓу две ортодонтски контроли) влијае врз силите дистрибуирани врз забите од страна на испитуваниот лак, се одреди и спореди силата на растоварување помеѓу некористен 0,015″ плетен челичен лак и 0,015″ користен плетен челичен лак, некористен 0,012″ супереластичен никел-титански лак и користен 0,012″ супереластичен никел-титански лак и некористен 0,013″ бакар-никел-титански лак и користен 0,013″ бакар-никел-титански лак. Примероците по интраорална употреба беа земени сукцесивно, односно беа вклучени првите шест испитаници во секоја група кои го завршија клиничкиот дел и кај кои лакот беше присутен во устата во целосниот 8-неделен период. По периодот од осум недели, лаковите беа исплакнати со вода, исушени и складирани индивидуално во обележани пластични кеси на собна температура до лабораториското тестирање.

Тестот на свиткување во три точки беше изведен на универзална машина за тестирање Shimadzu, слика 2.



Слика 2. Универзална машина за механичко тестирање Shimadzu

За прибирање на податоците добиени од тестот на свиткување во три точки беше користен софтвер TRAPEZIUMX.

Клинички дел

Скрининг на потенцијалните испитаници беше спроведен на Клиниката за ортодонција при Универзитетски стоматолошкиот клинички центар „Св. Пантелејмон“, Скопје, Р. Северна Македонија. Учество во истражувањето им беше предложено на пациентите кои имаа потреба од поставување на фиксен ортодонтски апарат во мандибуларниот дентален лак.

Пред започнување на истражувањето секој потенцијален испитаник беше информиран за истражувањето и притоа му беше дадена информирана согласност во пишана форма. Притоа беше обезбедено доволно време истата да ја прочита и, доколку е потребно, да постави дополнителни прашања или да побара појаснување. Согласноста беше потврдена лично, писмено, со потпис од страна на испитаниците. За малолетните испитаници, согласноста ја потпиша нивниот родител или старател.

Во истражувањето учествуваа само испитаници кои ги исполнија критериумите за вклучување.

Критериуми за вклучување на испитаниците во истражувањето се:

- Потпишана информирана согласност
- Испитаници од двата пола
- ≥12 – ≤25
- Мандибуларна дентална збиеност (Little Irregularity Index [LII] >3mm)
- Еруптирани сите трајни заби со исклучок на вторите и третите молари
- Ортодонски план на терапија без потреба од екстракција
- Добра орална хигиена

Критериуми за исклучување од истражувањето се:

- Присуство на системска болест
- Пародонтално компромитирано забало
- Претходен фиксен ортодонтски третман
- Присуство на заб кој не може да се вклучи веднаш во ортодонтискиот лак при поставување на фиксниот ортодонтски апарат
- Растреситост во мандибуларниот дентален лак
- Употреба на лекови 6 недели пред започнување на фиксниот ортодонтски третман
- Краниофацијални аномалии
- Траума на забалото
- Радиографско присуство на ресорпција на корен на забот
- Бременост и доење

Испитаникот имаше можност во кое било време во текот на времетраењето на истражувањето да го прекине своето учество, што е и запишано во информираната согласност.

Истражувачот имаше право да го исклучи испитаникот од истражувањето во следните случаи:

А) Доколку испитаникот не се јавил на клиниката во рок од 48 саати по дебондирање на брекетите/тубите поставени во мандибуларниот дентален лак во периодот на времетраење на истражувањето,

Б) Доколку испитаникот не се појавил на закажаните посети на Т0 и Т1.

Во клиничкото истражување беа вклучени 75 испитаници, поделени во три групи, односно секоја група беше составена од по 25 испитаници.

Во истражувањето беа споредени клиничките промени од примената на долни, кружни ортодонтски лакови за нивелација со најмала димензија од категоријата на лакови каде што припаѓаат: плетен челичен, супереластичен NiTi и CuNiTi-лак.

- Група 1 ја сочинуваа испитаници на кои им беше поставен 0,015″ плетен челичен лак (*Dentaflex*, *Dentaurum*),
- Група 2 ја сочинуваа испитаници на кои им беше поставен 0,012″ супереластичен NiTi-лак (*Rematitan*, *Dentaurum)* и
- Група 3 ја сочинуваа испитаници на кои им беше поставен 0,013″ CuNiTi-лак (*Tanzo Premium, American Orthodontics)*.

Секој испитаник по случаен избор доби еден од испитуваните лакови при поставување на фиксниот апарат. На испитаниците им беа поставени брекети со Roth прескрипција и големина на слот 0,022″ (*American Orthodontics*). Брекетите беа поставени од втор премолар на една страна од денталниот лак до втор премолар на спротивната страна, додека на првите молари беа поставени туби. Кај сите испитаници беа користени еластични лигатури (*American Orthodontics*). Истражувањето започна со поставувањето на фиксниот ортодонтски апарат и првиот испитуван ортодонтски лак (T0), а траеше во наредните 8 недели (T1).

Отпечаток со алгинат беше земен пред поставување на фиксниот ортодонтски апарат (T0) и по 8 недели од поставувањето на испитуваниот лак (T1), што претставува просечно време помеѓу две ортодонтски контроли. При T1 отпечатокот беше земен по вадење на испитуваниот лак и преку поставените брекети. Понатаму беа излеани студио модели за гнатометриска анализа.



Слика 3. Студио модели на мандибуларниот дентален лак пред започнување на ортодонтскиот третман (T0) и по 8 недели од поставувањето на испитуваниот иницијален ортодонтски лак (T1)

Индекс на цена

Цените на испитуваните ортодонтски лакови беа добиени од официјални ценовници на дистрибутерите на Dentaurum и American Orthodontics за Р. Северна Македонија. За секој лак беше земена цена на пакување од 10 лака, во денари.

4.2 Метод

Лабораториско испитување

Лабораториското испитување кое има за цел да ги анализира механичките карактеристики на лаковите беше спроведено според критериумите на ISO 15841:2014 (E) Dentistry- Wires for use in orthodontics со тест на свиткување во три точки.

За тестот со свиткување во три точки, од секој лак беше исечен сегмент со должина ≥30 mm од дисталниот (постериорен) дел, почнувајќи од крајот во регијата на првиот молар, со цел стандардизација на местото на земање на примерокот. Примерокот беше поставен на потпора на двата краја така што растојанието помеѓу потпорите беше 10 mm. Свиткувањето беше изведено со помош на централно поставен објект. Радиусот на потпората и објектот кој го врши свиткувањето беше 0,10 ± 0,05 mm.

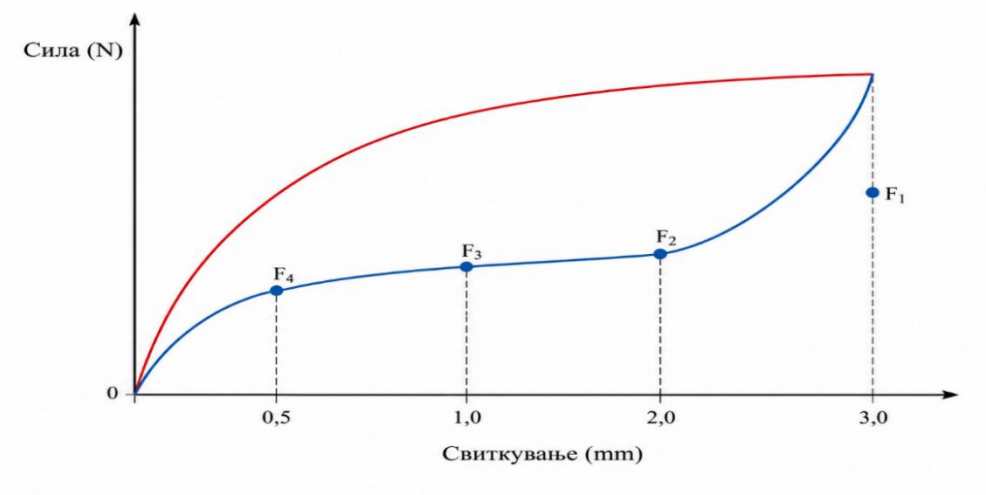
Примероците беа испитувани на температура од 36 ± 1 ℃.

Податоците од тестот на свиткување во три точки беа трансферирани во Excel табела и беше генериран графикон за секој испитуван примерок со помош на софтверот TRAPEZIUM X. На графикон X-оската ја означува големината на свиткувањето, изразена во mm, додека Y-оската ја означува големината на силата, изразена во N.

Добиената крива на графиконот сила-свиткување е претставена преку горен и долен дел на кривата. Горниот дел ја означува силата на оптоварување, која нема голема клиничка важност. Додека пак, долниот дел на кривата ја претставува силата на растоварување, која е клинички релевантна (слика 4).

Од графиконот сила-свикткување беше аналзиирана:

- Големината на силата на растоварување при свиткување од 3,0 (F1), 2,0 (F2), 1,0 (F3) и 0,5 (F4) mm опишано во ISO 15841:2014 (E) Dentistry- Wires for use in orthodontics
- Должината на плато-регионот дефинирана како дел од кривата на растоварување каде што силата е реалтивно константна. На X-оската која ја означува големината на свиткувањето беше одреден почетокот и крајот на плато-регионот. Разликата помеѓу овие две вредности ја покажа должината на плато-регионот.
- Големината на хистерезата при свиткување од 3,0 (F1), 2,0 (F2), 1,0 (F3) и 0,5 (F4) mm. За да се пресмета хистерезата, беше измерена разликата помеѓу силата при оптоварување и силата при растоварување (разлика помеѓу кривите) во секоја точка на свиткување.



Слика 4. Шематски приказ на кривата сила и свиткување при свиткување од 3,0 mm (F1), 2,0 mm (F2), 1,0 mm (F3) и 0,5 mm (F4), согласно ISO 15841:2014

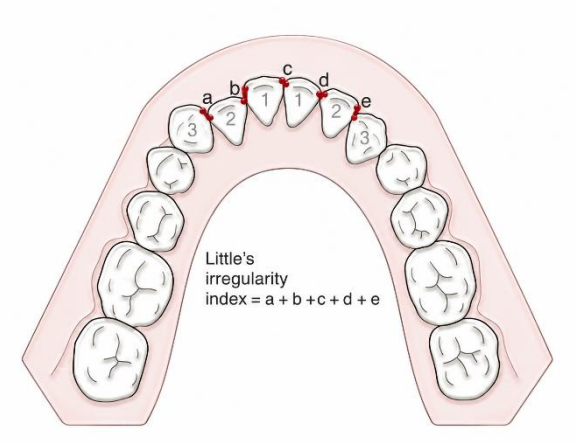
Гнатометриска анализа на студио модел

Отпечаток со алгинат од мандибуларниот дентален лак беше земен во две временски точки Т0 (пред поставување на фиксен ортодонтски апарат и пред поставување на испитуваниот лак) и Т1 (8 недели по поставувањето на испитуваниот лак), при што се излејаа студио модели. На стдуио моделите беше направена гнатометриска анализа со цел да ги одреди следниве параметри:

- Ниво на нивелирање на забите во антериорниот сегмент на мандибуларен дентален лак [Време: Т0, Т1]

  Нивелирање на забите во мандибуларниот дентален лак се одреди преку мерења направени на студио модел со помош на шублер и користејќи го Little Irregularity Index. Техниката вклучуваше мерење на линеарно растојание од анатомска контактна точка до соседна анатомска контактна точка на мандибуларните антериорни заби. Сумата од растојанијата (a + b + c + d + e) мерена во *mm*, го прикажа индексот на збиеност, прикажано на слика 5.

Според Little вредностите се поделени:
- 0 нивелирани заби
- 1 – 3 блага збиеност
- 4 – 6 средна збиеност
- 7 – 9 тешка збиеност
- 10 многу тешка збиеност

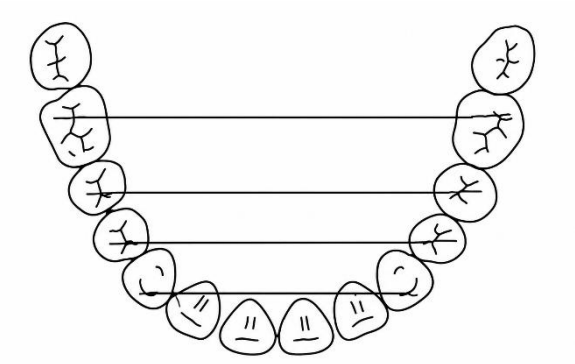


Слика 5. Шематски приказ на мерењето на Little Irregularity Index (LII). Адаптирано според Aydın и соработниците.[56]

- Ширина на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Ширината на мандибуларниот денталниот лак се одреди преку мерење во четири нивоа: во ниво на канините, ниво на првите премолари, ниво на вторите премолари и ниво на први молари според Harper.[55] Мерењето беше спроведено на студио модел со помош на шублер (слика 6).

- интерканинското растојание се мереше како растојание помеѓу врвовите на канините во мандибуларниот дентален лак.
- интерпремоларното растојание се мереше како растојанието помеѓу највисоките точки на букалните тубери на првите и вторите мандибуларни премолари.
- интермоларното растојание се мереше како растојание помеѓу највисоките точки на букалните дистални тубери на првите молари.



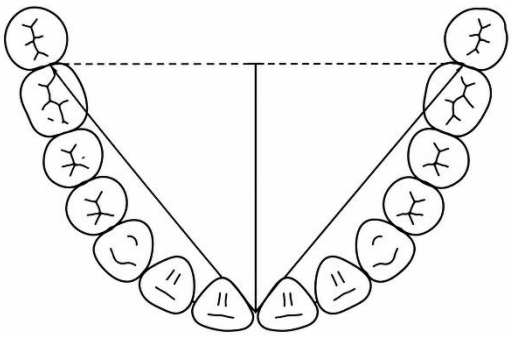
Слика 6. Шематски приказ на мерењето на ширината на мандибуларниот дентален лак во ниво на канини, први премолари, втори премолари и во ниво на први молари ширина. Адаптирано според Harper.[55]

- Должина на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Должината на денталниот лак се одреди од левата и десната страна на денталниот лак според Harper.[55] Таа го претставува растојанието помеѓу дисталната површина на првиот перманентен молар и контактната точка меѓу централните инцизиви, слика 7.

- Висина на мандибуларен дентален лак [Време: Т0, Т1]

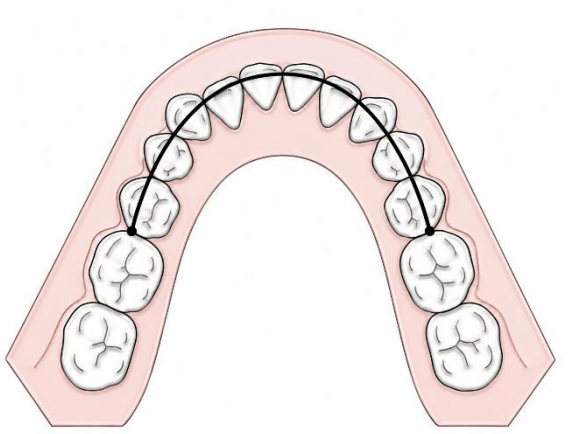
Висината на мандибуларниот дентален лак беше измерена како растојание меѓу дисталната површина на првите молари и инцизалниот раб на централните инцизиви одејќи по linea mediana, според Harper[55], прикажано на слика 7.



Слика 7. Шематски приказ на мерењето на должината и висината на мандибуларниот дентален лак. Адаптирано според Harper.[55]

- Периметар на мандибуларен дентален лак [Време: Т0, Т1]

Периметарот на мандибуларниот дентален лак беше измерен како должина од мезијалната страна на првиот молар преку контактните точки и инцизалните рабови на останатите заби се до мезијалната страна на првиот молар од спротивната страна на денталниот лак, според Aydın и соработниците.[56] Во ова испитување мерењето се вршеше со помош на лесно свитлива жица.



Слика 8. Шематски приказ на мерењето на периметарот на мандибуларниот дентален лак. Адаптирано според Aydın и соработниците.[56]

Индекс на цена

Со цел стандардизирана споредба на релативната цена помеѓу лаковите, беше конструиран индекс на цена, каде што лакот со најниска цена, плетен челичен лак 0,015" (Dentaflex) беше земен како референтна вредност со индекс на цена 1,00. Индексот на цена за преостанатите два лака беше пресметан според формулата:

Индекс на цена = цена на лак (испитуван лак) / цена на лак (референтен лак)

На овој начин, индексот на цена го изразува релативното поголемо чинење на секој лак во однос на најниската цена, овозможувајќи директна компарација независно од апсолутните вредности во денари.

Врз основа на добиените вредности за индекс на цена и просечната клиничка ефикасност за секој лак, беше извршено рангирање на трите испитувани лака според односот цена-ефикасност, со цел да се процени дали зголемувањето на цената е пропорционално проследено со зголемување на клиничката ефикасност.

4.3 Статистичка обработка на податоците

Податоците беа статистички обработени со програмскиот пакет IBM SPSS верзија 26. Сите тестови се спроведени со интервал на доверба од 95 % и вредностите на $p < 0,05$ се сметаа за статистички значајни. Согласно резултатите од тестовите Kolmogorov–Smirnov statistic констатиравме дека сите промени на ортодонтските параметри и механичките својства на лаковите се нормално распоредени (сите $p > 0,05$).

Преку тестови за дескриптивни статистики, односно преку мерки на централна тенденција и мерки на дисперзија, се анализирани ортодонските параметри на пациентите на почетокот и по 8 недели, како и на својствата на материјалите кои беа лабараторски тестирани, изразени како средна вредност (Mean), стандардна девијација (отстапување од средна вредност) (SD), Skewness (мерка која покажува дали и како распределбата на резултатите е накривена на лево или на десно, односно преовладуваат пониски или повисоки вредности од просечната вредност), Kurtosis (мерка која покажува дали и колку распределбата е остра или рамна во споредба со нормалната, односно дали има или нема екстремни вредности многу поголеми од просечната вредност), минимум, максимум. Промените на ортодонтските параметри на пациентите се прикажани како разлика од почетната состојба и состојбата по 8 недели.

Поради нормалната дистрибуција на податоците, користени се параметарски еднофакторска анализа на варијанса тестови (One-Way ANOVA тестови) и тестови за независни примероци (Independent Samples тестови) за испитување на значајноста на разликите во промените на анализираните отродонтски параметри, според карактеристиките на лаковите.

Тестови за корелација Point-biserial и Pearson correlation coefficient (r) се спроведени за испитување на јачината и насоката на линеарната врска помеѓу испитуваните карактеристики на лаковите.

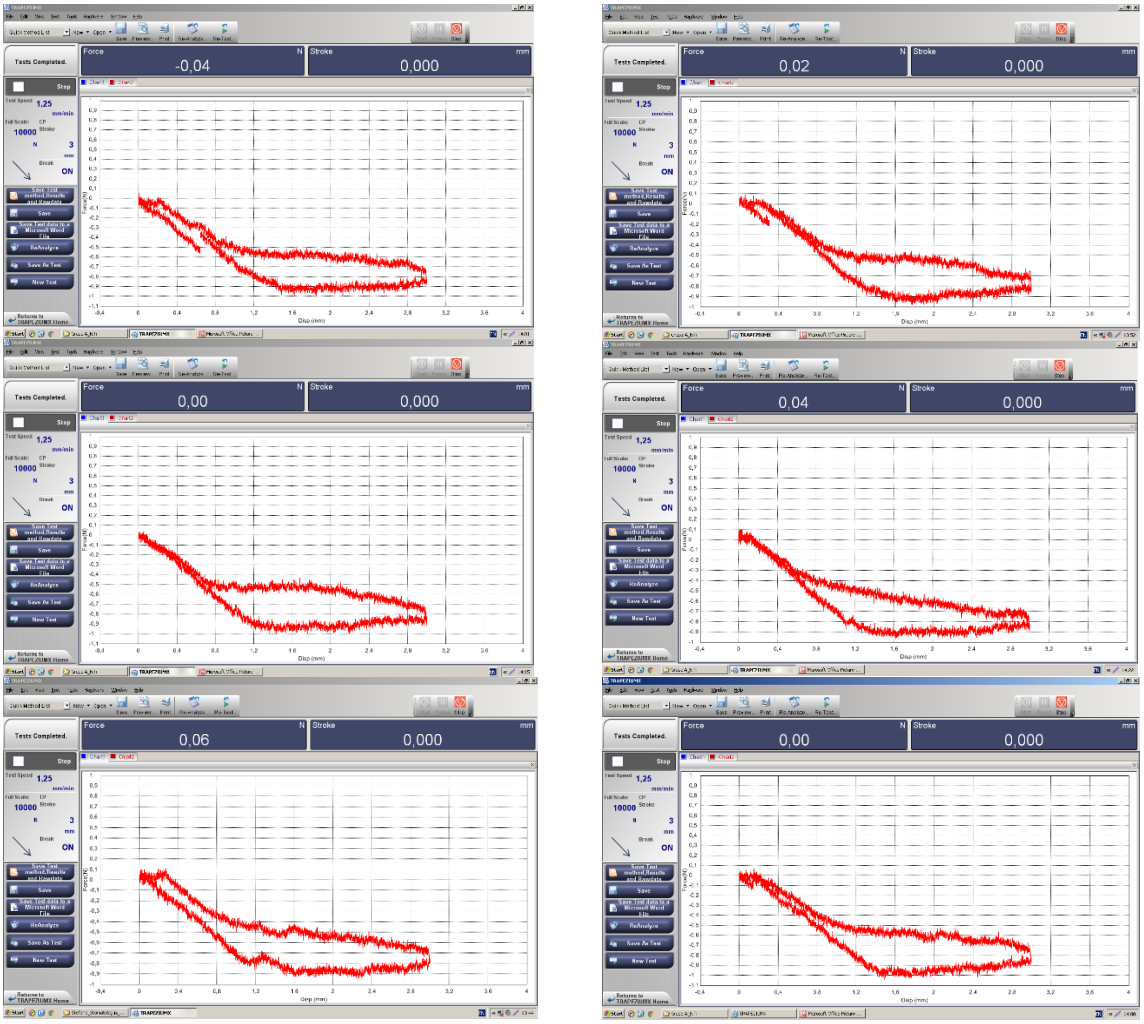
Бинарни и мултипли линеарни регресиони анализи се употребени за одредување и квантифицирање на предикторска моќ на карактеристиките на лаковите за подобра клиничка ефикасност, но и за предвидување на значајни фактори за подобри клинички резултати врз основа на сите карактеристики пред употребата на лаковите.

5. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ

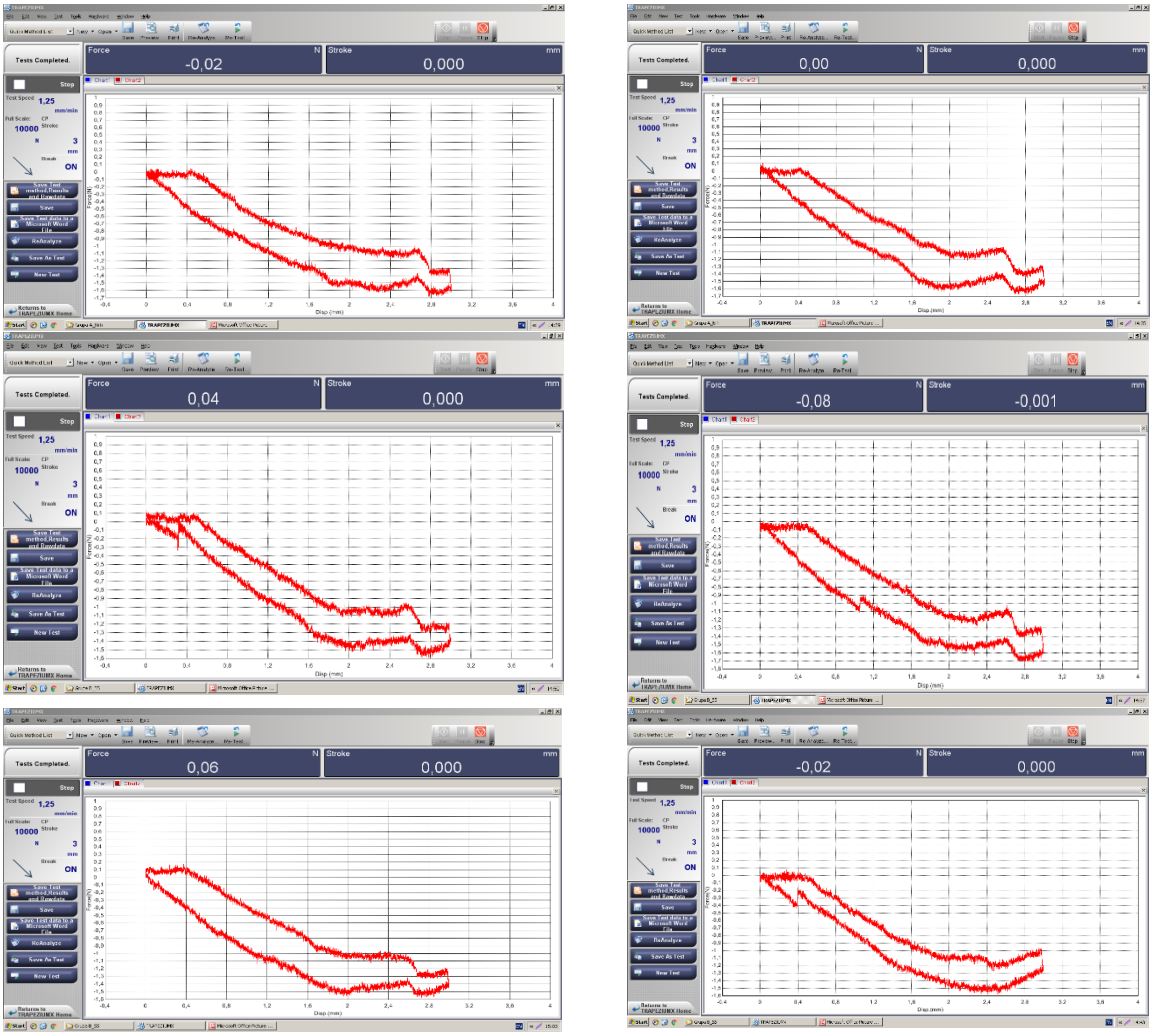
Механички карактеристики на испитуваните лакови

Механичките карактеристики на ортодонтските лакови претставуваат клучен фактор за ефикасноста и предвидливоста на ортодонтскиот третман, бидејќи нивната еластичност, силите на оптоварување и растоварување, како и отпорноста на свиткување, директно влијаат врз контролата на движењето на забите, но и на комфорот на пациентите во текот на третманот. Поради тоа, со цел да се прикажат механичките својства на различните видови ортодонтски лакови, како и да се утврдат нивните разлики, овој дел од анализата се фокусира на анализа на резултатите добиени од биомеханичко лабараториско тестирање на лаковите. Споредбената анализа на лаковите овозможува подобар избор на соодветен ортодонтски лак и правилна персонализација, односно избор на лак зависно од индивидуалните потреби на пациентите.

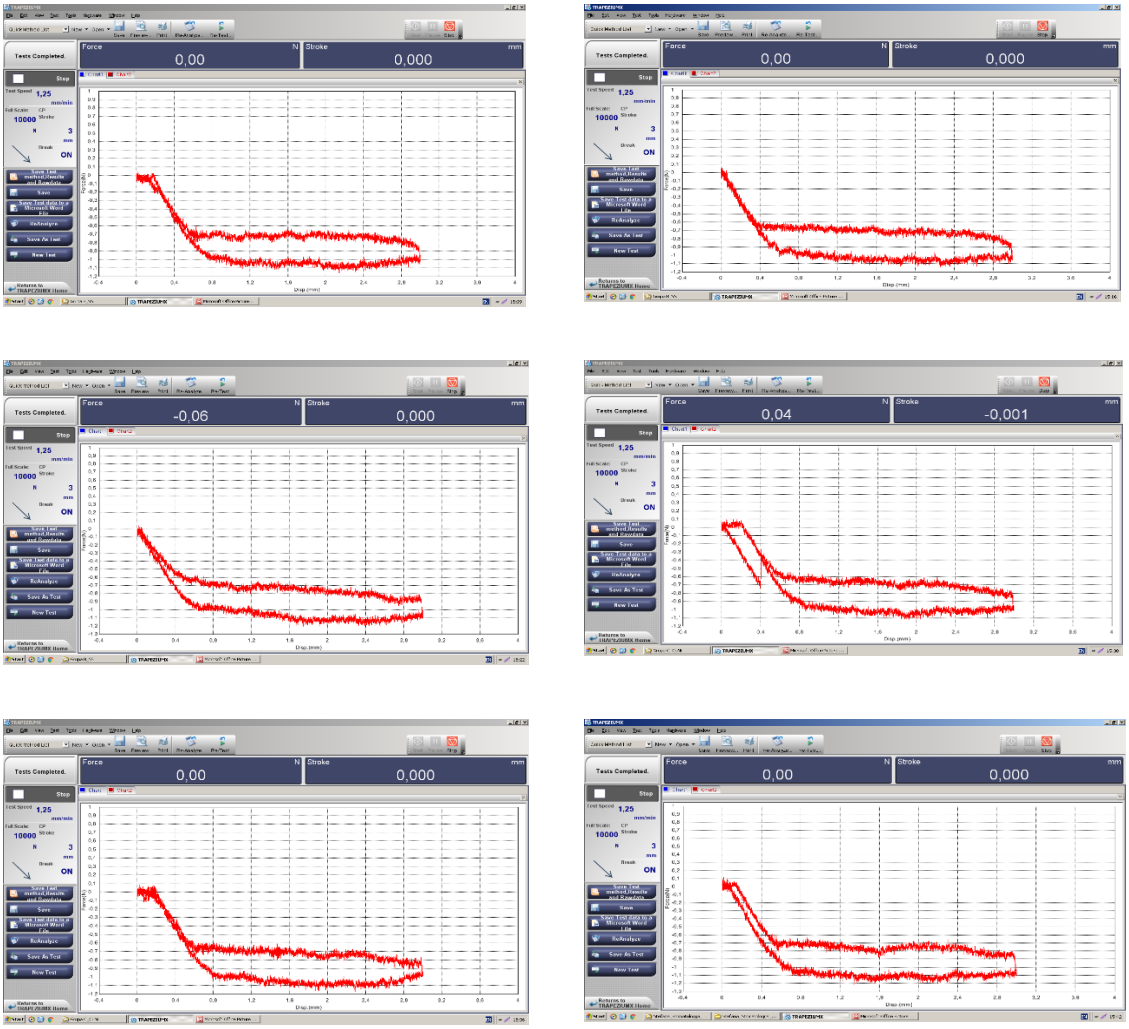
Со тестот на свиткување во три точки беа добиени криви на сила и свиткување кои го прикажуваат механичкото однесување на испитуваните ортодонтски лакови. Добиените криви овозможија визуелна проценка на карактеристичниот механички одговор на секој од испитуваните лакови, а воедно и основа за определување на силата при различен степен на свиткување, како и анализа на плато регионот и хистерезата. На сликите 9-11 се прикажани карактеристичните криви на сила и свиткување добиени при тестот на свиткување во три точки за сите три испитувани групи на ортодонтски лакови, додека нивниот заеднички споредбен приказ е претставен на слика 12.



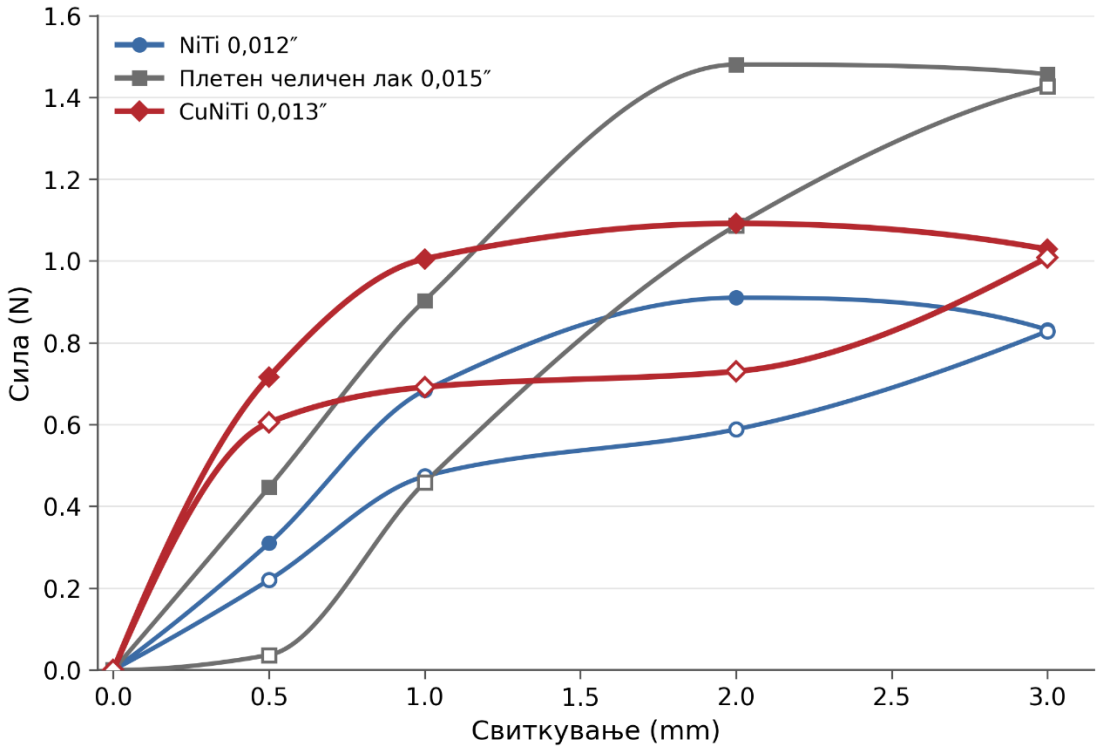
Слика 9. Криви на сила и свиткување на шест примероци од 0,012" супереластичен NiTi лак добиена при тест на свиткување во три точки



Слика 10. Криви на сила и свиткување на шест примероци од 0,015" плетен челичен лак добиена при тест на свиткување во три точки



Слика 11. Криви на сила и свиткување на шест примероци од 0,013" бакар никел-титански лак добиена при тест на свиткување во три точки



Слика 12. Споредбен приказ на просечните вредности на силата при оптоварување и растоварување на трите испитувани ортодонтски лакови при тест на свиткување во три точки

Во табела 1 се прикажани резултатите за силата при различни степени на свиткување на лаковите според материјалот на лакот.

Табела 1. Анализа на силата според материјал на лак

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак						
Сила при свиткување од 3 mm	0,99	0,26	0,706	-1,172	0,66	1,48
Сила при свиткување од 2 mm	0,60	0,02	-0,177	-0,864	0,21	0,90
Сила при свиткување од 1 mm	0,40	0,26	-0,425	-1,524	0,02	0,73
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,17	0,10	0,320	0,207	0,02	0,41
Плетен челичен лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,75	0,52	0,682	-1,449	1,13	2,56
Сила при свиткување од 2 mm	1,16	0,31	0,384	-1,443	0,74	1,65
Сила при свиткување од 1 mm	0,37	0,10	-0,233	-1,220	0,21	0,53

Сила при свиткување од 0,5 mm	0,02	0,02	-0,087	-1,325	0,00	0,05
CuNiTi лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,02	0,19	2,306	8,039	0,80	1,66
Сила при свиткување од 2 mm	0,62	0,10	0,224	-0,950	0,48	0,79
Сила при свиткување од 1 mm	0,50	0,22	-1,080	0,279	0,06	0,74
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,41	0,22	-0,945	-0,490	0,02	0,66

Забележуваме дека кај супереластичниот лак релативно стабилно се намалува силата со намалување на свиткувањето, и тоа од 0,99 N на 3 mm до 0,17 N на 0,5 mm. Значи, супереластичните лакови имаат способност за постепено и континуирано ослободување на сила, што е карактеристично за супереластичните материјали. Вредностите на стандардната девијација се умерени (од 0,02 N при делексија од 2 mm, до иста варијација од 0,26 N при свиткување од 1 mm и 3 mm), што укажува на конзистентност, стабилност и прифатлива варијабилност, што го потврдуваат и вредностите на Skewness и Kurtosis, кои исто така сугерираат дека нема изразени големи и значајни отстапувања од нормална распределба.

Во однос на плетениот челичен лак, откриваме највисоки вредности на силата при поголеми свиткувања (1,75 N на 3 mm и 1,16 N на 2 mm), но се забележува дека со намалување на свиткувањето оваа сила нагло опаѓа, до речиси занемарлива вредност (0,02 N на 0,5 mm). Оттука, може да заклучиме дека плетениот челичен лак има тенденција за помало одржување на континуирана сила во текот на подолг третман, во споредба со другите супереластичниот лак и CuNiTi-лакот.

Третиот вид на лак според материјалот од кој е изработен, CuNiTi-лакот, покажува најконзистентни и механички најповолни својства. Иако силата на 3 mm е 1,02 N и оваа јачина е слична со онаа на супереластичниот лак (0,99 N), тој се разликува во однос на другите анализирани лакови по тоа што задржува релативно високи вредности и при помали свиткувања (0,62 N на 2 mm, 0,50 N на 1 mm и 0,41 N на 0,5 mm). Значи, овој лак има способност да одржува задоволително континуирана и стабилна сила во текот на подолг период на активација. Иако е забележана поголема асиметрија (Skewness = 2,306) и екстремни резултати кај одредени дефлексии (Kurtosis = 8,039), сепак, тоа не ја оспорува неговата функционална предност во однос на клиничката примена.

Иако забележуваме одредени разлики, сепка треба да се утврид дали тие разлики се заначајни, поради што со ANOVA-тестирање е направена анализа на разликите, а резултатите се прикажани во табела 2, која следува.

Табела 2. Испитување значајност на разликите во силата во однос на материјалот на лаковите

ANOVA						
		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
Сила при свиткување од 3 mm	Помеѓу групите	6,587	2	3,294	26,080	0,000
	Во рамки на групите	6,441	51	0,126		
	Вкупно	13,028	53			
Сила при свиткување од 2 mm	Помеѓу групите	3,684	2	1,842	37,751	0,000
	Во рамки на групите	2,488	51	0,049		
	Вкупно	6,172	53			
Сила при свиткување од 1 mm	Помеѓу групите	0,149	2	0,074	1,778	0,179
	Во рамки на групите	2,129	51	0,042		
	Вкупно	2,278	53			
Сила при свиткување од 0,5 mm	Помеѓу групите	1,394	2	0,697	34,414	0,000
	Во рамки на групите	1,033	51	0,020		
	Вкупно	2,428	53			

Од резултатите се забележува дека само во однос на силата на свиткување од 1 mm разликите не се значајни, но во однос на другите степени на свиткување постојат значајни разлики ($p < 0,001$ за просечните сили на 3 mm, $p < 0,001$ за просечните сили на 2 mm и $p < 0,001$ за просечните сили на 0,5 mm).

Конкретно, според табела 3, разликите за просечните сили на 3 mm се однесуваат на разликите во силите измерени кај плетениот челичен лак и останатите два вида лакови. Силата на 3 mm кај плетениот челичен лак покажа статистички значајно повисоки вредности во однос на супереластичниот лак и со CuNiTi-лакот ($p < 0,001$) (0,76 N и 0,72 N, соодветно), а сличен тренд се забележува и кај просечните сили на растоварување на 2 mm, каде што повторно плетениот челичен лак има значајно повисока сила во однос на другите два типа ($p < 0,001$) (0,57 N и 0,54 N, соодветно), потврдувајќи дека овој лак развива значително поголема сила, но и рефлектира поголема сила при поголеми свиткувања од другите два лака.

Табела 3. Post Hoc анализа на разликата во силата во однос на материјалот на лаковите

Повеќекратни споредби							
Tukey HSD							
Зависна променлива	(I) Вид на лак	(J) Вид на лак	Просечна разлика (I-J)	Стандардна грешка	p	95% Интервал на доверба	
						Долна граница	Горна граница
Сила при свиткување од 3 mm	Плетен челичен лак	Супереластичен NiTi-лак	0,76*	0,11846	0,000	0,4718	1,0437
		CuNiTi-лак	0,72*	0,11846	0,000	0,4368	1,0087
Сила при свиткување од 2 mm	Плетен челичен лак	Супереластичен NiTi-лак	0,57*	0,07363	0,000	0,3889	0,7444
		CuNiTi-лак	0,54*	0,07363	0,000	0,3628	0,7183

Сила при свиткување од 0,5 mm	Супереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак	0,15*	0,04744	0,008	0,0344	0,2634
	CuNiTi-лак	Супереластичен NiTi-лак	0,24*	0,04744	0,000	0,1266	0,3556
		Плетен челичен	0,39*	0,04744	0,000	0,2755	0,5045
*. Разликата на средните вредности е статистички значајна на ниво од 0,05.							

Табела 4 прикажува резултати од лабараториското тестирање на хистерезата на трите вида ортодонтски лакови (супереластичен NiTi 0,012″, плетен челичен лак 0,015″ и CuNiTi 0,013″) при различни степени на свиткување. Оваа анализа има за цел да ја процени способноста на лаковите за ефикасно ослободување на енергија и одржување на континуирана сила.

Табела 4. Хистереза според вид на лаковите

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак						
Хистереза при свиткување од 0,5 mm	0,09	0,07	0,572	-1,852	0,02	0,17
Хистереза при свиткување од 1 mm	0,21	0,05	1,301	3,302	0,15	0,30
Хистереза при свиткување од 2 mm	0,32	0,06	0,144	-2,734	0,26	0,39
Хистереза при свиткување од 3 mm	0,003	0,04	1,176	2,333	-0,04	0,07
Плетен челичен лак						
Хистереза при свиткување од 0,5 mm	0,41	0,15	-1,155	-0,283	0,17	0,53
Хистереза при свиткување од 1 mm	0,45	0,11	-0,207	-1,629	0,31	0,58
Хистереза при свиткување од 2 mm	0,39	0,06	-1,315	2,001	0,28	0,46
Хистереза при свиткување од 3 mm	0,03	0,02	-1,102	-0,300	-0,01	0,05
CuNiTi-лак						
Хистереза при свиткување од 0,5 mm	0,12	0,10	0,152	-2,647	0,00	0,23
Хистереза при свиткување од 1 mm	0,31	0,05	1,468	1,460	0,28	0,40
Хистереза при свиткување од 2 mm	0,36	0,03	0,046	-2,130	0,33	0,39

Хистереза при свиткување од 3 mm	0,02	0,04	0,000	-0,971	-0,03	0,07

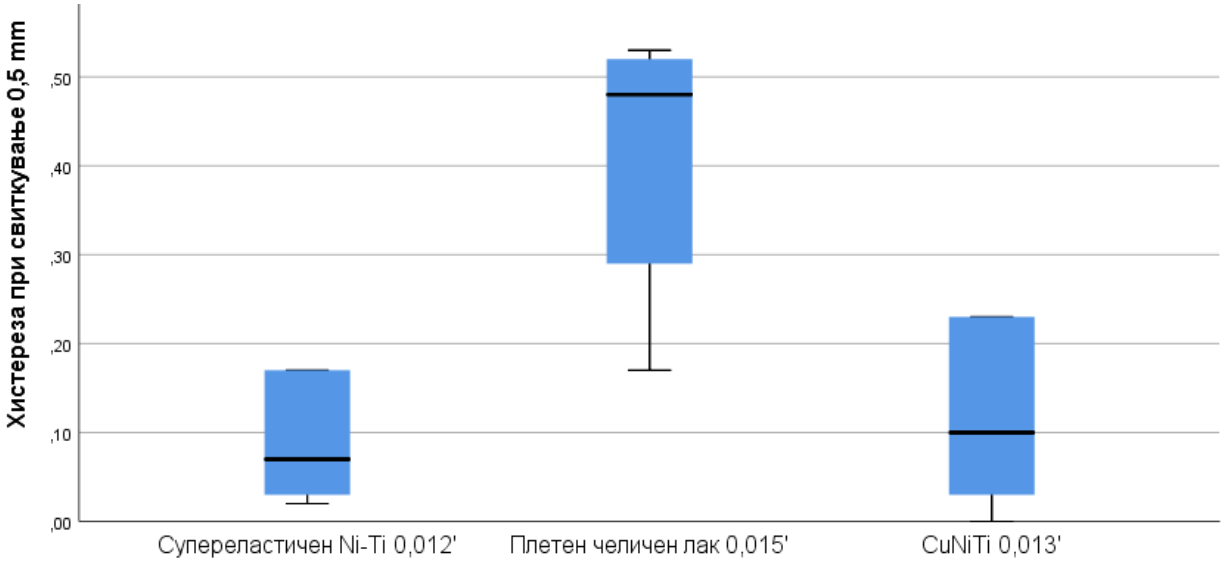
Забележуваме дека кај супереластичниот NiTi-лак се измерени релативно ниски вредности на хистереза на сите четири нивоа на свиткување и истите се најниски во однос на резултатите на другите два лака. Особено се издвојуваат резултатите при свиткување од 3 mm (0,003) и на 0,5 mm (0,09), при што се потврдува добра способност за враќање на енергијата и континуирана сила и минимална енергетска загуба, која е значително пониска во споредба со другите тестирани лакови. При свиткување од 1 mm, хистерезата е поголема и изнесува 0,21, но сепак останува пониска од останатите лакови, додека кај 2 mm (0,32), хистерезата има слична вредност како и останатите, но сепак пониска. Постои умерена и слаба симетрична распределба на измерените хистерези при тестирањето на свиткување на лакот од 0,5 mm и 2 mm, соодветно, и со одредени екстремно изразени, па дури и негативни вредности, додека при свиткување на 1 mm и 3 mm, хистерезата достигнуваше и екстремни вредности надвор од нормалната распределба.

При тестирањето на плетениот челичен лак беа измерени највисоки вредности на хистереза при сите степени на свиткување (0,41 на 0,5 mm; 0,45 на 1 mm; 0,39 на 2 mm и 0,03 на 2 mm), што укажува на значителна енергетска загуба на лакот при свиткување и негова најмала ефикасност во однос на ослободување на конзистентна сила при растоварување во однос на другите два вида. Се забележуваат слаби до умерени отстапувања на резултатите во однос на просечната вредност, со одредени екстреми, но истите не ја надминуваат границата за нормална распределба на резултатите.

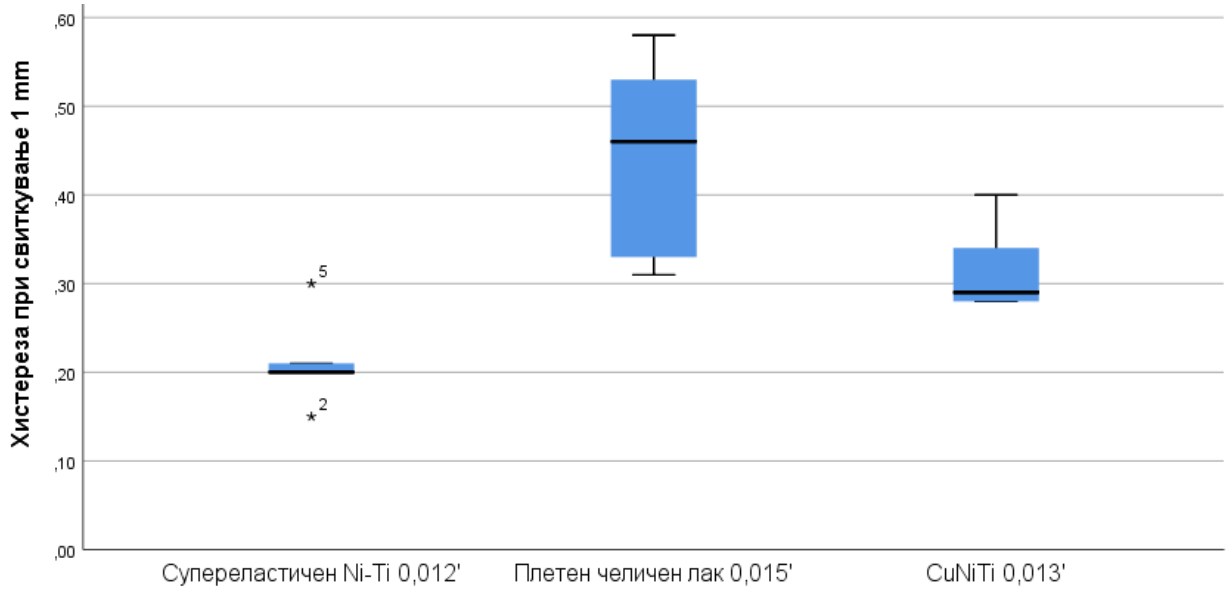
Кај CuNiTi-лакот беа измерени средни вредности на хистереза, односно повисоки од оние на супереластичниот NiTi, но значително пониски вредности на хистерезата на плетениот челичен лак. Конкретно, при свиткување на овој лак од 0,5 mm вредноста на хистерзата беше 0,12, при 1 mm беше 0,31, при 2 mm беше 0,36, а при 3 mm беше најмала и изнесуваше 0,02.

Значи кај CuNiTi-лакот можеме да констатираме умерена енергетска загуба, но сепак овој вид на лак има релативно стабилно механичко однесување. Отстапувањата од просечната вредност на хистрезата за овој лак се најмали во однос на другите два лака, со само неколку екстремни вредности при 0,5 mm и 2 mm.

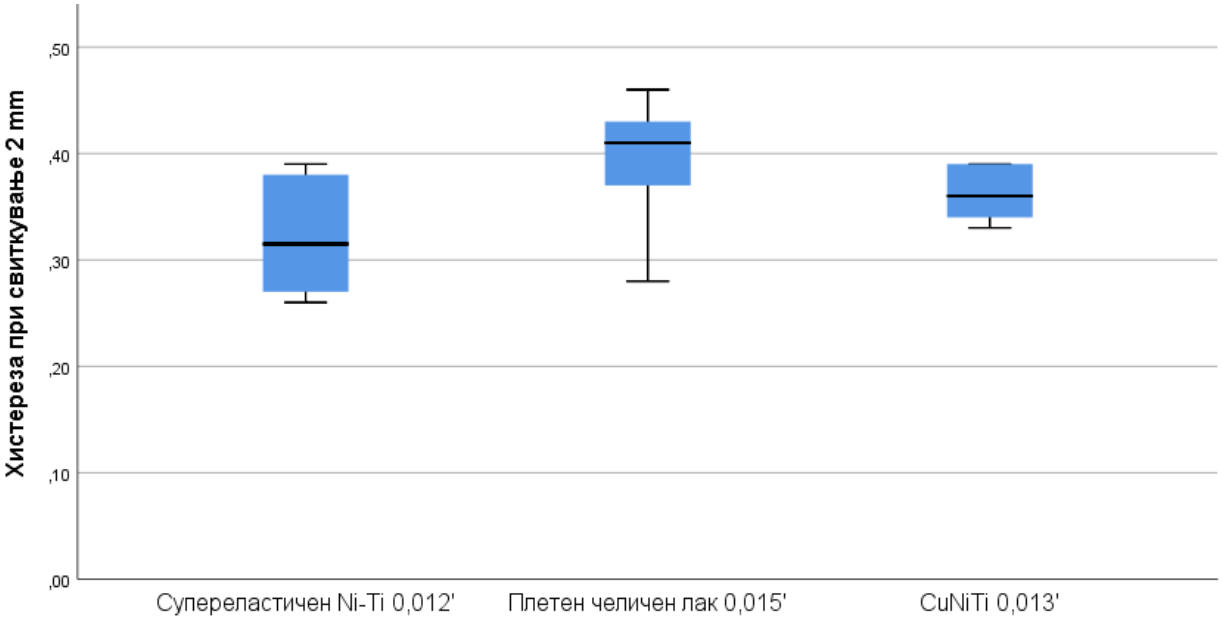
Разликите се видливи на графиконите 1, 2, 3 и 4.



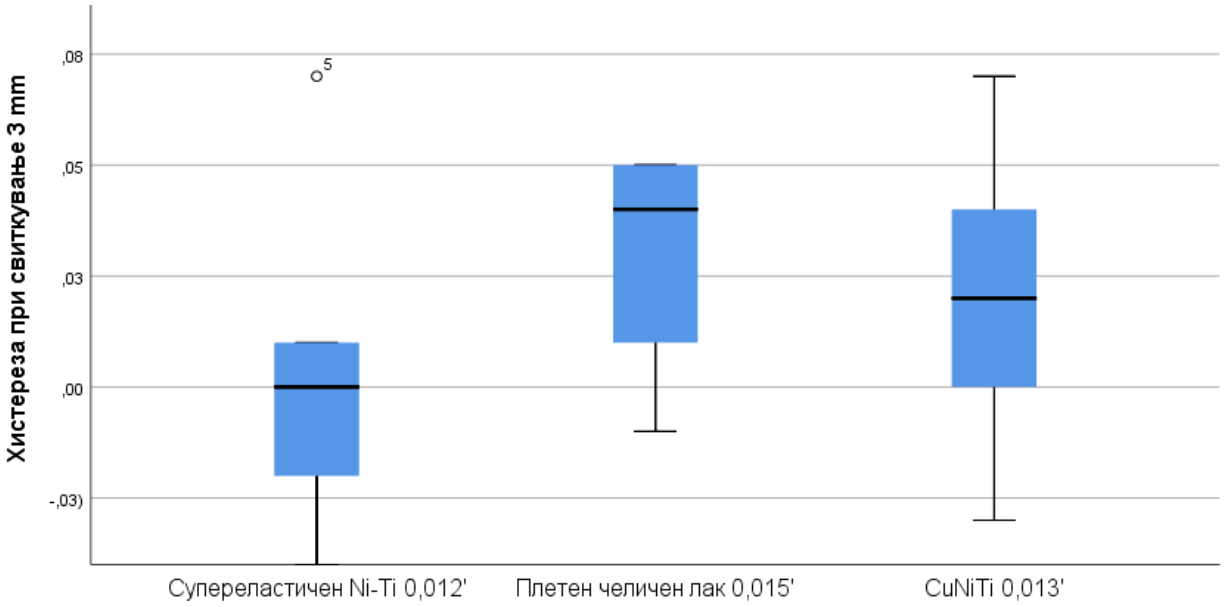
Графикон 1. Хистереза при свиткување на лакот од 0,5 mm според видот на лаковите



Графикон 2. Хистереза при свиткување на лакот од 1 mm според видот на лаковите



Графикон 3. Хистереза при свиткување на лакот од 2 mm според видот на лаковите



Графикон 4. Хистереза при свиткување на лакот од 3 mm според видот на лаковите

Резулатите од испитувањето на значајноста на разликите во хистерезата на испитуваните основни лакови се прикажани во табела 5.

Табела 5. Разлики во хистерезата според вид на лаковите

ANOVA						
		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
Хистереза при свиткување од 0,5 mm	Помеѓу групите	0,387	2	0,193	15,660	0,000
	Во рамки на групите	0,185	15	0,012		
	Вкупно	0,572	17			
Хистереза при свиткување од 1 mm	Помеѓу групите	0,166	2	0,083	15,248	0,000
	Во рамки на групите	0,082	15	0,005		
	Вкупно	0,248	17			
Хистереза при свиткување од 2 mm	Помеѓу групите	0,015	2	0,008	2,880	0,087
	Во рамки на групите	0,040	15	0,003		
	Вкупно	0,056	17			
Хистереза при свиткување од 3 mm	Помеѓу групите	0,002	2	0,001	0,988	0,395
	Во рамки на групите	0,017	15	0,001		
	Вкупно	0,019	17			

Разликите помеѓу добиените хистерези при свиткување на лакот на 0,5 mm и на 1 mm се значајни ($p < 0,001$), што значи дека хистерезите драстично се разликуваат според видот на лак, додека при свиткување на лакот на 2 mm и на 3 mm, добиените вредности на хистерезите се слични, односно со минимални и не значајни разлики ($p = 0,087$ и $p = 0,395$, соодветно). Оттука, може да се каже дека типот на ортодонтски лак има значајно влијание врз хистерезата при мали свиткувања на лакот, додека тоа влијание се намалува и станува статистички незначајно при поголеми свиткувања.

Конкретните разлики се испитани преку Post Hoc тест, чии резултати се презентирани во следната табела 6.

Табела 6. Post Hoc анализа за разлики во хистерезата според вид на лаковите

Повеќекратни споредби							
Tukey HSD							
Зависна променлива	(I) Вид на лак	(J) Вид на лак	Просечна разлика (I-J)	Стандардна грешка	p	95% Интервал на доверба	
						Долна граница	Горна граница
Хистереза при свиткување од 0,5 mm	Супереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак	-0,32*	0,06414	0,000	-0,4899	-0,1567
	Плетен челичен лак	CuNiTi-лак	0,30*	0,06414	0,001	0,1301	0,4633
Хистереза при свиткување од 1 mm	Плетен челичен лак	Супереластичен NiTi-лак	0,24*	0,04266	0,000	0,1242	0,3458
		CuNiTi-лак	0,13*	0,04266	0,019	0,0209	0,2425
*. Разликата на средните вредности е статистички значајна на ниво од 0,05.							

При свиткување на лаковите од 0,5 mm, хистерезата на супереластичниот NiTi-лак има значајно пониска хистереза во однос на плетениот челичен лак (Просечна разлика = -0,32; p = 0,000), што значи дека тој лак губи значително помалку енергија при свиткување, додека, пак, плетениот челичен лак има значајно повисока хистереза од хистерезата на CuNiTi-лакот (Просечна разлика = 0,30; p = 0,001), што повторно е негова неповолна механичка карактеристика. Од овие резултати, заклучуваме дека при најмало свиткување на лакот, односно свиткување од 0,5 mm, најдобри резултати покажа супереластичниот NiTi-лак, па потоа CuNiTi-лакот, додека плетениот челичен лак има најлоши перформанси во однос на оваа механичка карактеристика.

Слични се резултатите и во однос на свиткувањето на лаковите од 1 mm, кога кај плетениот челичен лак беше измерена статистички значајно повисока хистереза во однос на супереластичниот NiTi-лак (Просечна разлика = 0,24; p = 0,000), како и во однос на CuNiTi-лакот (Просечна разлика = 0,13; p = 0,019), со што се потврдуваат претходните наоди, дека челичниот лак има значително поголема енергетска загуба и помала ефикасност во однос на другите два вида лакови.

Понатаму, анализата продожува со испитување на платото според вид на лаковите. Параметрите „почеток на плато“, „крај на плато“ и „должина на плато“ се од суштинско значење, бидејќи подолго и порамномерно плато значи поконзистентно ослободување сила, што е клинички пожелно. Резултатите се прикажани во табела 7.

Табела 7. Плато според вид на лаковите

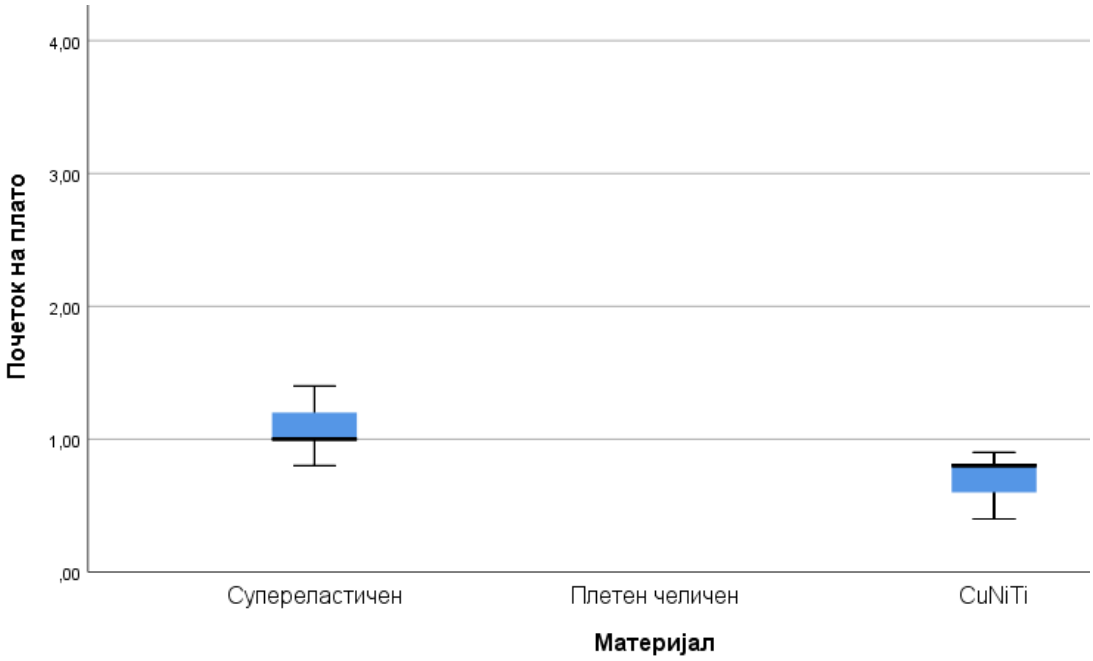
	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак						
Почеток на плато	1,08	0,20	0,274	-0,654	0,80	1,40
Крај на плато	2,37	0,12	-3,464	12,000	2,00	2,40
Должина на плато	1,28	0,25	-0,630	-0,344	0,80	1,60
CuNiTi-лак						
Почеток на плато	0,74	0,11	-0,516	-1,381	0,60	0,90
Крај на плато	2,40	0,00	-	-	2,40	2,40
Должина на плато	1,66	0,11	0,516	-1,381	1,50	1,80

Кај супереластичниот лак беше измерен просечен почеток на платото од 1,08 mm, а просечен крај на платото од 2,37 mm, што значи дека за да започне фазата на константна сила потребна е поголема активација и дека платото се протега во релативно висок опсег на свиткување. Измерена е просечна должината на плато од 1,28 mm, што укажува на умерено долга зона на стабилна сила. Стандардната девијација покажува одредена, но слаба варијабилност при мерењата, додека од вредностите на Skewness и Kurtosis откриваме дека постојат екстреми само кај резултатите за крајот на платото (Skewness = -3,464 и Kurtosis = 12,000), додека кај останатите параметри има концентрираност на вредностите околу просекот (Skewness и Kurtosis < 0,7).

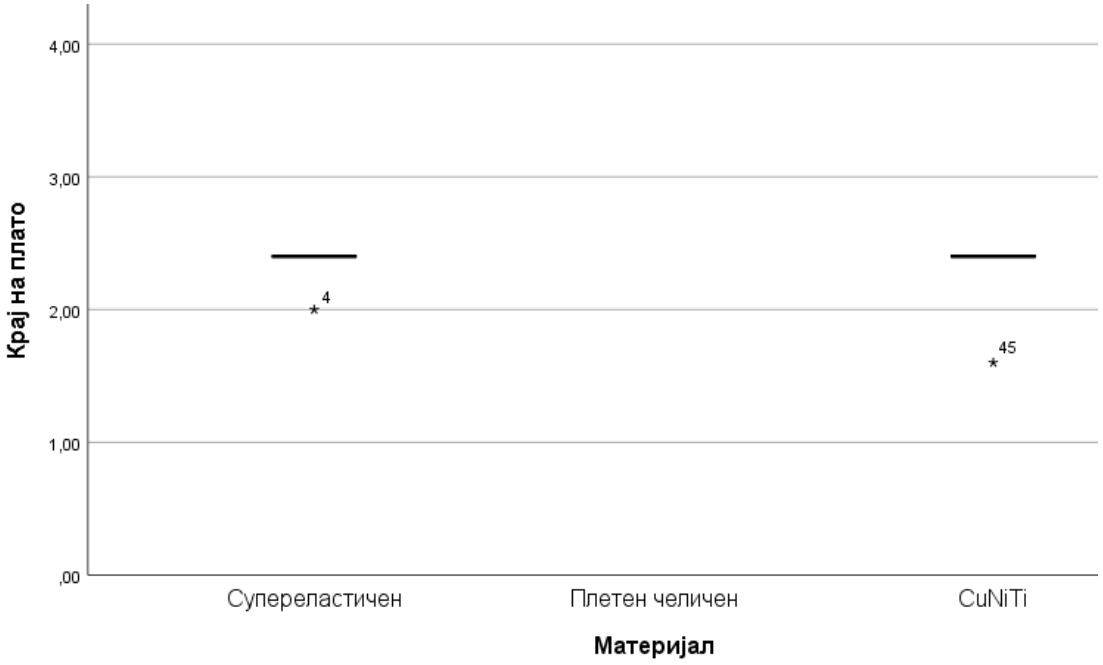
Во однос на CuNiTi-лакот беа измерени значително пониски почетоци на платото, со просек од 0,74 mm, што значи дека фазата на континуирана сила започнува при помало свиткување отколку кај супереластичниот лак и порано делување со стабилна сила. Просечниот крај на платото изнесува 2,40 mm, што е речиси идентичен резултат со оној за супереластичниот лак (2,37 mm), но со таа разлика што стандардна девијација не постои, што укажува на исклучителна конзистентност на резултатите од мерењата на крајот на платото.

Должината на платото кај CuNiTi-лакот во просек изнесува 1,66 mm, и е доста поголема од просечната должина на плато на супереластичниот лак, која изнесува 1,28 mm, што посочува дека CuNiTi-лакот обезбедува подолг опсег на свиткување во кој силата останува константна, во споредба со супереластичниот лак. Од вредностите на Skewness и Kurtosis (< 2) откриваме дека нема мерења кои значајно отстапуваат од просекот во поглед на сите параметри на палтото.

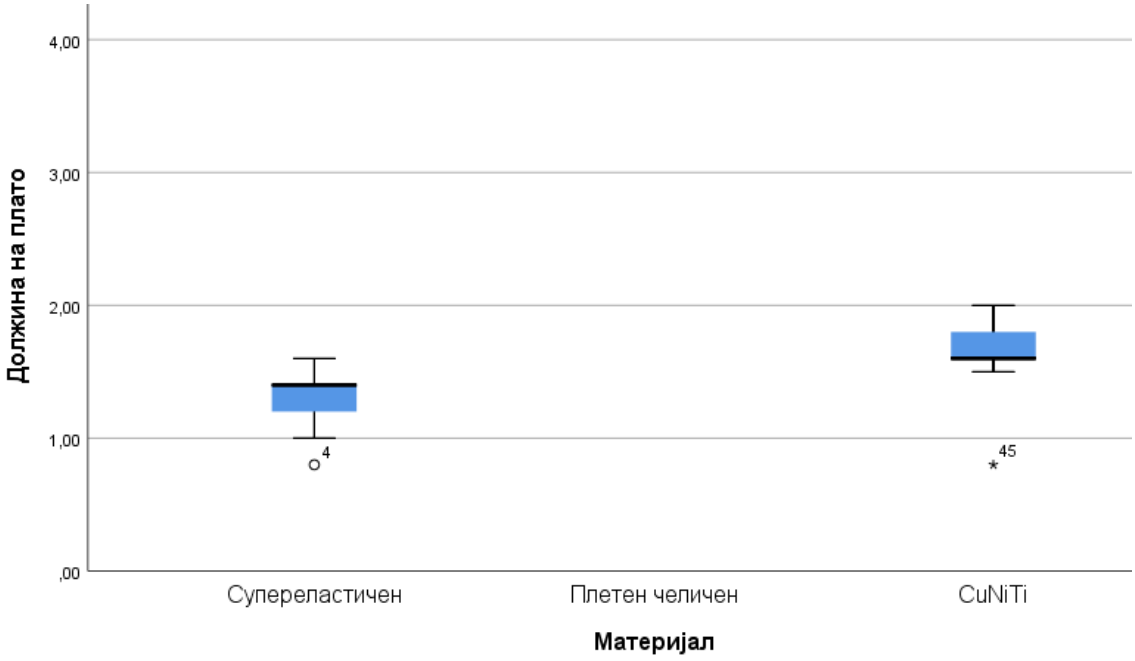
CuNiTi-лакот има поран почеток на платото, подолга должина и висока конзистентност (SD = 0 – 0,11 mm), и според тоа има подобра способност за одржување на континуирана и оптимална сила во текот на третманот. Резултатите се видливи на графикон 5, 6 и 7.



Графикон 5. Почеток на плато според вид на лаковите



Графикон 6. Крај на плато според вид на лаковите



Графикон 7. Должина на плато според вид на лаковите

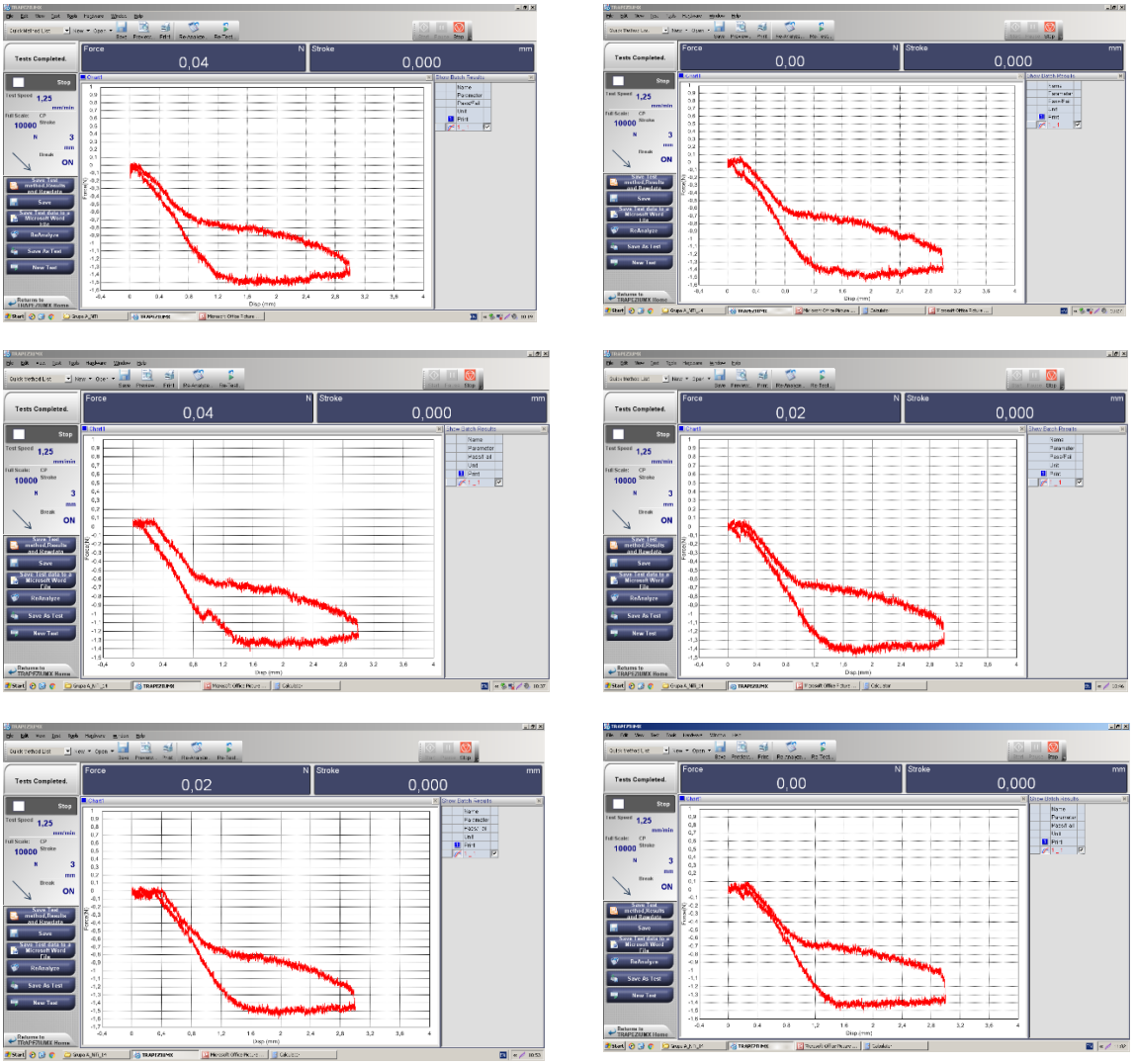
Иако посочивме дека постојат разлики во параметрите поврзани со платото кај супереластичниот лак и CuNiTi-лакот, во продолжение со Independent Samples тест, ја испитавме значајноста на овие разлики. Резултатите се прикажани во табела 8.

Табела 8. Разлики во плато според вид на лаковите

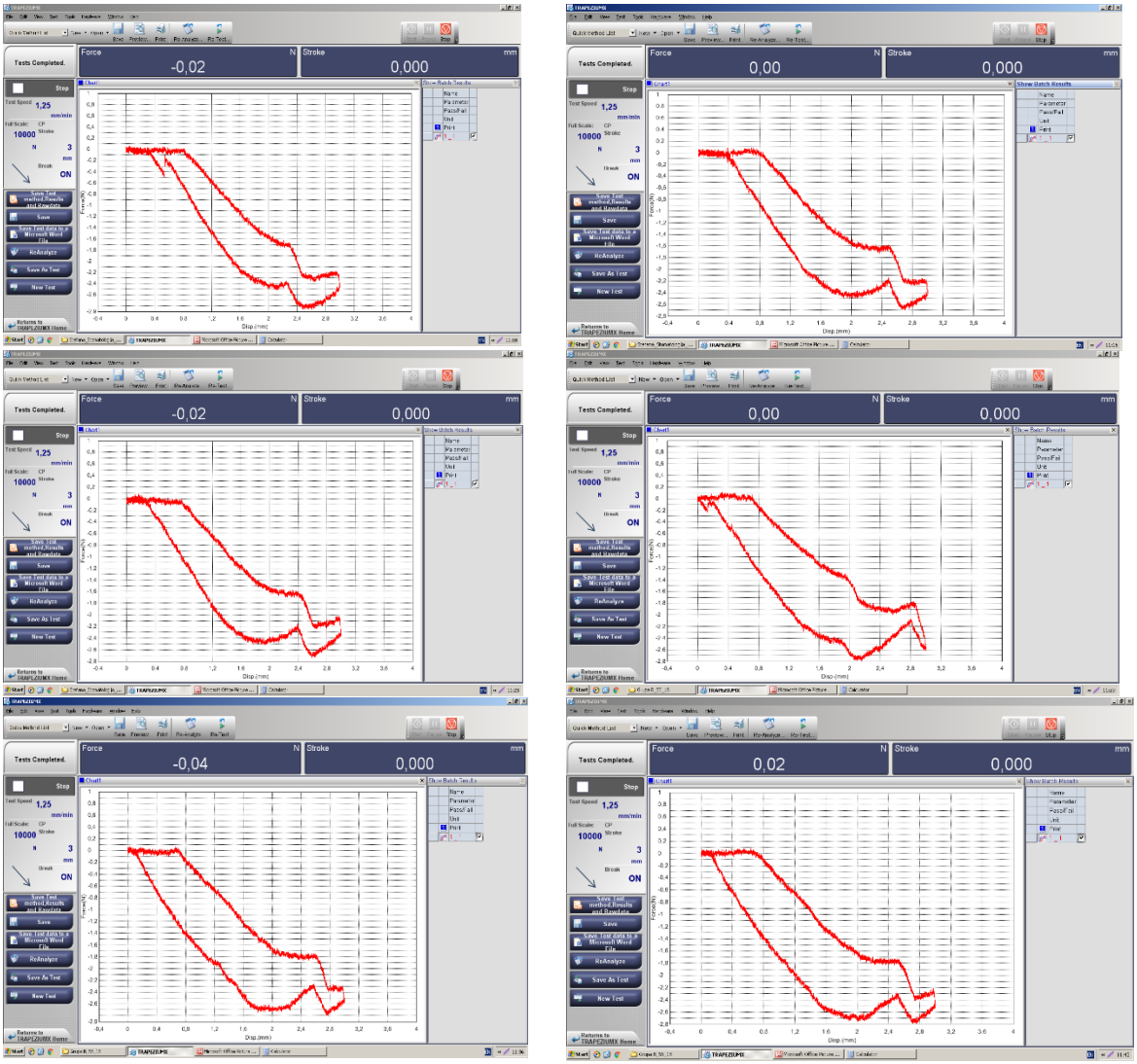
Тест за независни примероци										
		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
Почеток на плато	Претпоставени еднакви варијанси	2,439	0,149	4,213	10	0,002	0,38333	0,09098	0,18061	0,58605
	Не се претпоставени еднакви варијанси			4,213	5,347	0,007	0,38333	0,09098	0,15395	0,61272
Крај на плато	Претпоставени еднакви варијанси	6,250	0,031	-1,000	10	0,341	-0,06667	0,06667	-0,21521	0,08188
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-1,000	5,000	0,363	-0,06667	0,06667	-0,23804	0,10471
Должина на плато	Претпоставени еднакви варијанси	6,493	0,029	-3,990	10	0,003	-0,45000	0,11279	-0,70132	-0,19868
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-3,990	5,223	0,010	-0,45000	0,11279	-0,73626	-0,16374

Забележуваме дека разликите во однос на почетокот на платото ($p = 0,002$) и во однос на должината на платото ($p = 0,003$) се значајни, додека во однос на крајот на платото не се ($p = 0,341$). Позитивната вредност на разликата за почетокот на платото (Просечна разлика = 0,38333 mm) укажува дека супереластичниот лак има значајно повисок почеток на платото во споредба со CuNiTi-лакот, додека негативната вредност на разликата за должината на платото (Просечна разлика = -0,45000) укажува дека супереластичниот лак има пократко плато во однос на CuNiTi-лакот, што укажува дека супереластичниот лак обезбедува подолг интервал на свиткување во кој силата останува константна, што е од особена важност за континуирано и контролирано движење на забите во текот на ортодонскиот фиксен третман.

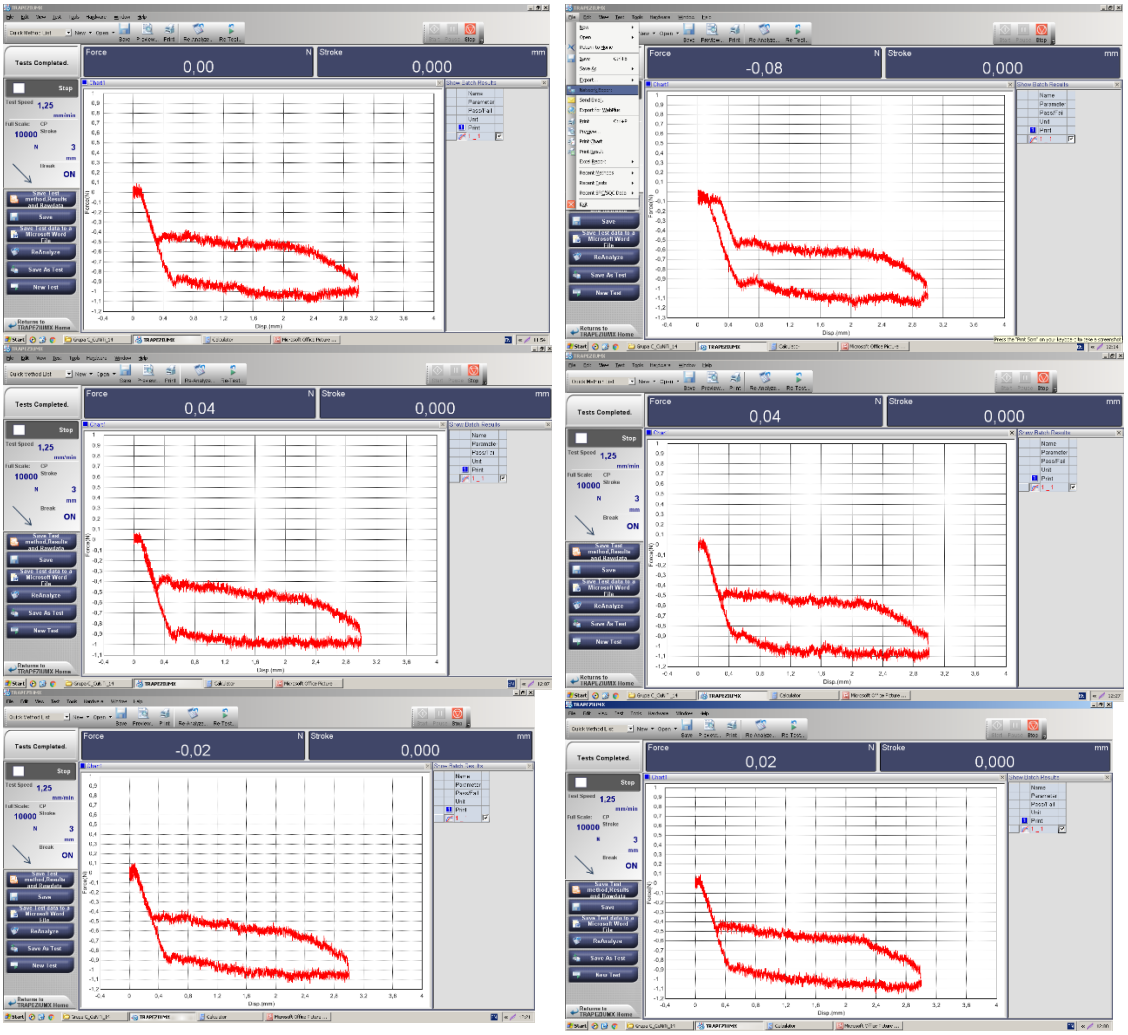
Во продолжение беше анализирано влијанието на дијаметарот врз механичкото однесување на испитуваните ортодонтски лакови. За таа цел, во рамките на секој материјал беа споредени лакови со различен дијаметар: супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″ наспроти 0,014″, плетен челичен лак со дијаметар 0,015″ наспроти 0,018″ и CuNiTi-лак со дијаметар 0,013″ наспроти 0,014″. На сликите 13–15 се прикажани кривите на сила и свиткување добиени при тестот на свиткување во три точки, со што се овозможува визуелен приказ на разликите во механичкото однесување на лаковите со различен дијаметар.



Слика 13. Криви на сила и свиткување на шест примероци на супереластичен NiTi лак со дијаметар 0,014" добиена при тест на свиткување во три точки



Слика 14. Криви на сила и свиткување на шест примероци на плетен челичен лак со дијаметар 0,018" добиена при тест на свиткување во три точки



Слика 15. Криви на сила и свиткување на шест примероци на бакар никел титански лак со дијаметар 0,014" добиена при тест на свиткување во три точки

Резултатите од дескриптивните статистики за супереластичните лакови се прикажани во табела 9.

Табела 9. Сила при растоварување во однос на дијаметарот на супереластичните NiTi-лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″						
Сила при свиткување од 3 mm	0,83	0,03	-1,997	4,562	0,76	0,86
Сила при свиткување од 2 mm	0,59	0,04	-0,108	-2,487	0,54	0,64
Сила при свиткување од 1 mm	0,47	0,02	0,248	-0,014	0,45	0,50
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,22	0,06	-0,091	-0,755	0,14	0,30
Супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,014″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,34	0,08	0,872	1,772	1,23	1,48
Сила при свиткување од 2 mm	0,83	0,05	0,032	0,143	0,76	0,90
Сила при свиткување од 1 mm	0,67	0,04	0,547	0,547	0,62	0,73
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,23	0,09	1,787	3,548	0,15	0,41

Највисока просечна сила на растоварување кај супереластичниот NiTi 0,012″ е регистрирана при свиткување од 3 mm (Средна вредност = 0,83 N), додека најниска е забележана при 0,5 mm (Средна вредност = 0,22 N). Сличен тренд се забележува и кај лакот 0,014″, каде што просечната сила изнесува 1,34 N при 3 mm, а се намалува до 0,23 N при 0,5 mm, што покажува дека со намалување на свитувањето постепено се намалува и силата на растоварување.

Стандардната девијација кај повеќето мерења е релативно ниска, што укажува на добра конзистентност и мала варијабилност на добиените сили на растоварување при сите мерења. Кај лакот 0,012″ вредностите варираат од 0,02 до 0,06 N, додека кај лакот 0,014″ од 0,04 до 0,09 N. Најголема варијабилност е забележана кај силата на растоварување свиткување на лакот 0,014″ од 0,5 mm (SD = 0,09 N).

Распределбата на измерените сили во однс на просечната вредност е различна за лаковите. Кај супереластичниот NiTi 0,012″ при 3 mm е забележана изразена негативна асиметрија (Skewness = -1,997), што укажува дека се почести повисоки вредности, со мал број пониски мерења, додека постои лептокуртична распределба, односно распределба со поизразен врв и поголема концентрација на резултатите околу средната вредност (Kurtosis = 4,562). Кај растоварувањето од 2 mm и 0,5 mm постои релативно симетрична распределба (Skewness ≈ 0), додека негативните Kurtosis вредности укажуваат на поплосната, платикуртична распределба. Кај супереластичниот NiTi 0,014″ најизразена позитивна асиметрија е забележана при 0,5 mm (Skewness = 1,787), и концентрација кон пониски вредности, и поголема концентрација на податоците околу средината (Kurtosis = 3,548). Кај останатите мерења постои приближно нормална распределба на податоците.

Минималните и максималните вредности дополнително ја потврдуваат стабилноста на мерењата. Кај лакот 0,012″ постои висока хомогеност на

резултатите, особено при 1 mm (0,45 – 0,50 N), додека кај лакот 0,014″ опсегот е нешто поширок, особено при 0,5 mm (0,15 – 0,41 N).

Може да се заклучи дека лакот со поголем дијаметар од 0,014″ развива повисоки сили на растоварување во споредба со лакот 0,012″ и дека дијаметарот директно влијае врз механичката активност и способноста за создавање ортодонтска сила.

Табела 10. Разлики во силата при растоварување во однос на дијаметарот на супереластичните NiTi-лакови

Тест за независни примероци										
Сила при свиткување од:		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
3 mm	Претпоставени еднакви варијанси	1,544	0,242	-13,634	10	0,000	-0,50667	0,03716	-0,58947	-0,42386
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-13,634	6,671	0,000	-0,50667	0,03716	-0,59543	-0,41790
2 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,019	0,893	-9,073	10	0,000	-0,24167	0,02664	-0,30101	-0,18232
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-9,073	9,920	0,000	-0,24167	0,02664	-0,30108	-0,18225
1 mm	Претпоставени еднакви варијанси	2,301	0,160	-11,375	10	0,000	-0,19500	0,01714	-0,23320	-0,15680
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-11,375	7,016	0,000	-0,19500	0,01714	-0,23552	-0,15448
0,5 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,563	0,470	-0,298	10	0,772	-0,01333	0,04470	-0,11292	0,08626
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-0,298	8,423	0,773	-0,01333	0,04470	-0,11551	0,08884

Од резултатите од тестот на независни примероци t-test прикажани во табела 10, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на дијаметарот на супереластичните лакови, може да се заклучи дека само во однос на свиткиуањето на лаковите при 0,5 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно ($p = 0,772$), додека при поголемите свиткувања разликите се значајни ($p < 0,001$).

Табела 11 ги прикажува резултатите за CuNiTi-лаковите.

Табела 11. Сила при растоварување во однос на дијаметарот на CuNiTi-лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
CuNiTi лак со дијаметар од 0,013″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,02	0,04	0,534	0,706	0,95	1,08
Сила при свиткување од 2 mm	0,73	0,05	0,262	-1,457	0,67	0,79
Сила при свиткување од 1 mm	0,69	0,04	-0,159	-1,511	0,64	0,74
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,61	0,06	-1,406	2,093	0,50	0,66
CuNiTi лак со диајметар од 0,014″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,02	0,06	-0,583	1,350	0,92	1,10
Сила при свиткување од 2 mm	0,58	0,05	-0,636	1,105	0,49	0,65
Сила при свиткување од 1 mm	0,50	0,05	0,221	-0,067	0,44	0,57
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,46	0,05	1,209	0,269	0,42	0,55

Кај двата лака измерена е иста просечна сила на растоварување при свиткување од 3 mm (Mean = 1,02 N), а потоа силите и кај двата лака значително се намалуваат при помалите свиткувања, достигнувајќи 0,61 N и 0,46 N при 0,5 mm, соодветно. При 2 mm, 1 mm и 0,5 mm, лакот 0,013″ развива повисоки сили од лакот 0,014″.

Стандардната девијација кај сите мерења е релативно ниска и се движи од 0,04 N до 0,06 N, што укажува на добра стабилност и мала варијабилност на резултатите. Кај CuNiTi 0,013″, најмала варијабилност е забележана при свиткување на лаковите од 1 mm (SD = 0,04 N), додека најголема при 0,5 mm (SD = 0,06 N), а кај CuNiTi 0,014″, најголема варијабилност е детектирана при свиткување од 3 mm (SD = 0,06 N).

Кај CuNiTi 0,013″ при 3 mm има слаба позитивна асиметрија (Skewness = 0,534), односно резултати кон умерено пониски вредности и благо лептокуртична распределба со умерено изразен врв (Kurtosis = 0,706). Кај 2 mm и 1 mm има релативно симетрична распределба (Skewness ≈ 0), со платикуртична распределба, односно пошироко распоредени податоци со помалку изразен екстреми (Kurtosis = -1,457 и Kurtosis = -1,511, соодветно). Екстремни вредности се измерени само кај CuNiTi 0,013″ и тоа при свиткување од 0,5 mm (Kurtosis = 2,093).

Кај CuNiTi 0,014″ при 3 mm и 2 mm е присутна умерена негативна асиметрија (Skewness = -0,583 и -0,636, соодветно), со умерено лептокуртична распределба (Kurtosis = 1,350 и Kurtosis = 1,105, соодветно). Кај 1 mm распределбата е речиси симетрична (Skewness = 0,221) и речиси нормална (Kurtosis = -0,067). При 0,5 mm е забележана позитивна асиметрија (Skewness = 1,209) и тенденција кон повисоки вредности, со умерено нормална распределба (Kurtosis = 0,269).

Минималните и максималните вредности дополнително ја потврдуваат релативната стабилност на мерењата. Кај CuNiTi 0,013″ опсегот на вредности е најтесен при 1 mm (0,64 – 0,74 N), додека кај CuNiTi 0,014″ најширок опсег е забележан при 3 mm (0,92 – 1,10 N).

Кај двата типа лакови силата постепено се намалува со намалување на свиткивањето, а двата дијаметра покажуваат речиси исто однесување при

најголемо свиткување, додека при помалите нивоа на свиткување CuNiTi 0,013″ развива повисоки сили во споредба со CuNiTi 0,014″.

Табела 12. Разлики во силата при растоварување во однос на дијаметарот на CuNiTi-лакови

Тест за независни примероци										
Сила при свиткување од:		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
3 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,302	0,594	-0,329	10	0,749	-0,01000	0,03042	-0,07779	0,05779
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-0,329	9,234	0,750	-0,01000	0,03042	-0,07856	0,05856
2 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,018	0,897	5,204	10	0,000	0,15167	0,02915	0,08673	0,21661
	Не се претпоставени еднакви варијанси			5,204	9,817	0,000	0,15167	0,02915	0,08656	0,21677
1 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,016	0,902	7,850	10	0,000	0,19167	0,02442	0,13727	0,24607
	Не се претпоставени еднакви варијанси			7,850	9,667	0,000	0,19167	0,02442	0,13701	0,24632
0,5 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,001	0,975	4,489	10	0,001	0,14167	0,03156	0,07134	0,21199
	Не се претпоставени еднакви варијанси			4,489	9,856	0,001	0,14167	0,03156	0,07120	0,21213

Од резултатите од тестот на независни примероци t-test прикажани во табела 12, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на дијаметарот на CuNiTi-лаковите може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткивање од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно ($p = 0,749$), додека при помалите свиткувања разликите се значајни ($p < 0,001$ за 2 mm и 1 mm, и $p < 0,01$ за 0,5 mm).

Табела 13 ги прикажува резултатите за плетените челични лакови.

Табела 13. Сила при растоварување во однос на дијаметарот на плетените челични лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Плетен челичен лак со дијаметар од 0,015″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,43	0,11	-0,798	0,220	1,25	1,54
Сила при свиткување од 2 mm	1,09	0,06	0,502	-1,915	1,03	1,17
Сила при свиткување од 1 mm	0,46	0,05	-0,251	-0,467	0,38	0,53
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,04	0,01	-0,523	-1,875	0,02	0,05
Плетен челичен лак со дијаметар од 0,018″						
Сила при свиткување од 3 mm	2,45	0,10	-0,374	-0,573	2,30	2,56
Сила при свиткување од 2 mm	1,56	0,06	-0,352	2,500	1,45	1,65
Сила при свиткување од 1 mm	0,39	0,08	-0,642	-1,935	0,29	0,47
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,02	0,02	0,000	-2,685	0,00	0,04

Кај плетениот челичен лак 0,015″ највисока просечна сила е регистрирана при растоварување од 3 mm (Средна вредност = 1,43 N), по што следува постепено намалување на силата на 1,09 N при 2 mm, 0,46 N при 1 mm и само 0,04 N при 0,5 mm. Кај плетениот челичен лак 0,018″ вредностите се значително повисоки при поголемите свиткувања (Средна вредност = 2,45 N при 3 mm и Средна вредност = 1,56 N при 2 mm), додека при помалите свиткувања разликите помеѓу двата дијаметра се намалуваат (при 1 mm Средна вредност = 0,39 N, а при 0,5 mm Средна вредност = 0,02 N).

Стандардната девијација кај сите мерења е релативно ниска, што укажува на добра стабилност и конзистентност на резултатите. Кај плетениот челичен лак 0,015″ стандардната девијација се движи од 0,01 N до 0,11 N, додека кај лакот 0,018″ од 0,02 N до 0,10 N, при што најголемата забележана варијабилност е при свиткувањата од 3 mm кај двата типа лакови. Најмала варијабилност е забележана при најмалите свиткувања од 0,5 mm.

Кај плетениот челичен лак 0,015″ при 3 mm е присутна умерена негативна асиметрија и тенденција кон повисоките вредности (Skewness = -0,798), со распределба блиска до нормална (Kurtosis = 0,220). Кај 2 mm е забележана блага позитивна асиметрија (Skewness = 0,502), што укажува на мала концентрација на резултатите кон пониските вредности и платикуртична распределба, односно пошироко распоредени податоци со мали екстреми (Kurtosis = -1,915). Силите на растоварување при дефомациите од 1 mm на лакот 0,015″ се релативно симетрично распределени (Skewness = -0,251), со благо платикуртична распределба (Kurtosis = -0,467). Кај 0,5 mm е присутна умерена негативна асиметрија (Skewness = -0,523), без големи екстреми (Kurtosis = -1,875).

Кај плетениот челичен лак 0,018″ при свиткувања од 3 mm и 2 mm е забележана блага негативна асиметрија (Skewness = -0,374 и Skewness = -0,352) со умерено платикуртична распределба кај 3 mm (Kurtosis = -0,573) и изразено лептокуртична распределба, односно силна концентрација на резултатите околу

средната вредност (Kurtosis = 2,500) кај 2 mm. Кај 1 mm има умерена негативна асиметрија (Skewness = -0,642), и поплосната распределба без големи екстреми (Kurtosis = -1,935). При 0,5 mm има целосно симетрична распределба (Skewness = 0,000), и платикуртична распределба и измерени екстремни вредност на сила на растоварување во однос на просекот на силите добиени при ова свиткување на плетен челичен лак 0,018″ (Kurtosis = -2,685).

Кај плетениот челичен лак 0,015″ најмали варијации во резултатите има при свиткување од 0,5 mm (0,02 – 0,05 N), додека најголеми при 3 mm (1,25 – 1,54 N). Кај лакот 0,018″ најмали варијации на силите се измерени при свиткување од 0,5 mm (0 – 0,04 N) а најголеми при најголемо свиткување од 3 mm (2,30 – 2,56 N).

Може да се заклучи дека поголемиот дијаметар има изразено влијание врз силата на растоварување, и силите се најголеми при најголемата свиткување од 3 mm кај двата лака, додека при помалите свиткувања силата значително опаѓа кај двата типа лакови. Плетениот челичен лак 0,018″ создава значително повисоки сили при поголемите свиткувања во споредба со лакот со помал дијаметар од 0,015″, додека при помалите свиткувања од 1 mm и 0,5 mm создава помали сили.

Табела 14. Разлики во силата при растоварување во однос на дијаметарот на плетените челични лакови

Тест за независни примероци										
Сила при свиткување од:		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
3 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,046	0,835	-17,221	10	0,000	-1,02333	0,05942	-1,15574	-0,89093
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-17,221	9,926	0,000	-1,02333	0,05942	-1,15587	-0,89080
2 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,365	0,559	-13,214	10	0,000	-0,46833	0,03544	-0,54730	-0,38936
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-13,214	9,952	0,000	-0,46833	0,03544	-0,54735	-0,38931
1 mm	Претпоставени еднакви варијанси	1,616	0,232	1,722	10	0,116	0,06667	0,03872	-0,01960	0,15293
	Не се претпоставени еднакви варијанси			1,722	8,826	0,120	0,06667	0,03872	-0,02118	0,15451
0,5 mm	Претпоставени еднакви варијанси	2,841	0,123	1,746	10	0,111	0,01667	0,00955	-0,00460	0,03793

	Не се претпоставени еднакви варијанси			1,746	9,086	0,114	0,01667	0,00955	-0,00489	0,03823

Од резултатите од тестот на независни примероци t-test прикажани во табела 14, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на дијаметарот на плетените челични лакови може да се заклучи дека во однос на најголемите две свиткувања од 3 mm и од 2 mm, добиените сили на растоварување се разликуваат значајно ($p < 0,001$), додека при помалите свиткувања од 1 mm и од 0,5 mm, разликите не се значајни ($p = 0,116$ и $p = 0,111$, соодветно).

Во табела 15 се презентирани дескриптивните статистички показатели за почетокот, крајот и должината на платото кај супереластичните NiTi-лакови со дијаметар од 12" и 14".

Табела 15. Плато во однос на дијаметарот на супереластичните NiTi-лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″						
Почеток на плато	1,20	0,22	-1,369	2,500	0,80	1,40
Крај на плато	2,33	0,16	-2,449	6,000	2,00	2,40
Должина на плато	1,13	0,27	0,889	1,339	0,80	1,60
Супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,014″						
Почеток на плато	0,97	0,08	-2,449	6,000	0,80	1,00
Крај на плато	2,40	0,00	-	-	2,40	2,40
Должина на плато	1,43	0,08	2,449	6,000	1,40	1,60

Средната вредност за почетокот на платото кај NiTi 12" изнесува 1,20 mm (со варијабилност од 0,22 mm), додека кај NiTi 14" изнесува 0,97 mm (со доста помала варијабилност од 0,08 mm). Ова укажува дека кај подебелиот лак платото започнува порано и со значително поголема конзистеност при употребата на овој вид на лак. Негативните вредности на асиметријата кај двата дијаметра покажуваат дека повеќето мерења се концентрирани кон повисоките вредности на почетокот на платото (Skewness = -1,369 и Skewness = -2,449, соодветно), со поголема концентрација на резултатите околу средната вредност, но и екстремни вредности добиени во одредени мерења (Kurtosis = 2,500 и Kurtosis = 6,000, соодветно).

Во однос на крајот на платото, средната вредност се зголемува од 2,33 mm (со мала варијабилност од 0,16 mm) кај NiTi 12" на 2,40 mm кај NiTi 14" (со совршена конзистентност во мерењата и исклучително стабилно и репродуцибилно однесување на платото, бидејќи стандардната девијација изнесува 0,00 mm). Негативната асиметрија покажува дека почесто се измерени повисоки вредности на крајот на платото од просекот (Skewness = -2,449) и концентрација на резултатите околу максималните вредности со екстремни резултати (Kurtosis = 6,000) кај лакот NiTi 12", додека за NiTi 14" добивме совршена конзистентност во мерењата поради што има совршена концентрација на резултатите.

Најзначајна разлика се забележува кај должината на платото. Просечната должина на платото кај NiTi 12" изнесува 1,13 mm со варијабилност од 0,27 mm, додека кај NiTi 14" изнесува 1,43 mm со варијабилност од 0,08 mm, што укажува на поголема хомогеност на резултатите кај NiTi 14". Тоа претставува зголемување од приближно 26,5 %, што покажува дека подебелиот лак има подолго супереластично плато и може да одржува поконстантни сили во поширок интервал на деформација.

Иако асиметријата кај двата дијаметра е позитивна, таа е поизразена кај NiTi 14", што укажува дека најголем дел од вредностите се групирани околу пониските вредности на должината на платото, со мал број на повисоки мерења (Skewness = 2,449, Kurtosis = 6,000).

Можеме да заклучиме дека со зголемување на дијаметарот на супереластичниот NiTi-лакот од 12" на 14" доаѓа до поместување на почетокот на платото кон пониски вредности, платото започнува порано, завршува на малку повисока вредност и станува значително подолго и постабилно, односно доаѓа до зголемување на неговата должина.

Значајноста на разликите ја испитавме со тест за независни примероци и резултатите се презентирани во табела 16.

Табела 16. Разлики во платото во однос на дијаметарот на супереластичните NiTi-лакови

Тест за независни примероци										
		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандард на грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
Почеток на плато	Претпоставени еднакви варијанси	1,225	0,294	2,445	10	0,035	0,23333	0,09545	0,02065	0,44601
	Не се претпоставени еднакви варијанси			2,445	6,363	0,048	0,23333	0,09545	0,00296	0,46371
Крај на плато	Претпоставени еднакви варијанси	6,250	0,031	-1,000	10	0,341	-0,06667	0,06667	-0,21521	0,08188
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-1,000	5,000	0,363	-0,06667	0,06667	-0,23804	0,10471
Должина на плато	Претпоставени еднакви варијанси	4,225	0,067	-2,577	10	0,028	-0,30000	0,11643	-0,55942	-0,04058
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-2,577	5,886	0,043	-0,30000	0,11643	-0,58624	-0,01376

Иако постојат разлики во однос на сите испитувани параметри споредбено кај NiTi 12" и NiTi 14"-лаковите, сепак статистички значајни се разлики во однос на почетокот на платото (p = 0,035) и во однос на должината на платото (p = 0,028), додека не се потврдија како статистички значајни разликите во однос на крајот на платото (p = 0,341).

Во табела 17 се прикажани дескриптивните статистички показатели за почетокот, крајот и должината на платото кај CuNiTi-лакови со дијаметар од 13" и 14".

Табела 17. Плато во однос на дијаметарот на CuNiTi-лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
CuNiTi-лак со дијаметар 0,013"						
Почеток на плато	0,82	0,04	2,449	6,000	0,80	0,90
Крај на плато	2,40	0,00	-	-	2,40	2,40
Должина на плато	1,58	0,04	-2,449	6,000	1,50	1,60
CuNiTi-лак со дијаметар 0,014"						
Почеток на плато	0,67	0,10	0,968	-1,875	0,60	0,80
Крај на плато	2,40	0,00	-	-	2,40	2,40
Должина на плато	1,73	0,10	-0,968	-1,875	1,60	1,80

Просечната вредност на почетокот на платото кај CuNiTi 13" изнесува 0,82 mm со минимална варијабилност од 0,04 mm, додека кај CuNiTi 14" изнесува 0,67 mm и има малку поголема варијабилност во однос на CuNiTi 13" (0,10 mm), што значи дека кај лаковите со поголем дијаметар платото започнува порано. Позитивната вредност на асиметријата (Skewness = 2,449) кај CuNiTi 13" укажува дека поголем дел од вредностите се концентрирани околу пониските вредности, со висока концентрација на резултатите околу средната вредност и екстремни резултати (Kurtosis = 6,000). Кај CuNiTi 14" асиметријата е умерено позитивна (Skewness = 0,968), со поплосната распределба и поголема дисперзија на резултатите, без екстреми (Kurtosis = -1,875).

Кај двата дијаметра, средната вредност на крајот на платото изнесува 2,40 mm, без варијабилност (SD = 0,00 mm), со идентични минимална и максимална вредност (2,40 mm), што сугерира на исклучително стабилно и репродуцибилно однесување на крајот на платото CuNiTi-лаковите, независно од нивниот дијаметар.

Најзначајни разлики се забележуваат кај должината на платото. Просечната должина на платото кај CuNiTi 13" изнесува 1,58 mm, со варијабилност од 0,04 mm, додека кај CuNiTi 14" изнесува 1,73 mm и варијабилност од 0,10 mm. Ова зголемување од приближно 9,5 %, може да се каже дека со зголемување на дијаметарот се продолжува супереластичното плато. Кај CuNiTi 13" негативната асиметрија (Skewness = -2,449) покажува дека почесто се измерени повисоки вредности на должината на платото од просекот, со поголема концентрација на резултатите околу средната вредност, и со екстремни резултати на должина на плато (Kurtosis = 6,000). Кај лакот CuNiTi 14" негативната асиметрија е помалку изразена (Skewness = -0,968), со поплосната распределба и поголема варијабилност, без екстремни резултати (Kurtosis = -1,875).

Сумирано, може да се каже дека со зголемување на дијаметарот на CuNiTi-лаковите се поместува почетокот на платото кон пониски вредности, а неговиот крај не се менува, поради што должината на платото се зголемува, и се јавува подолг интервал на супереластично однесување.

Значајноста на разликите ја испитавме со тест за независни примероци и резултатите се презентирани во табела 18.

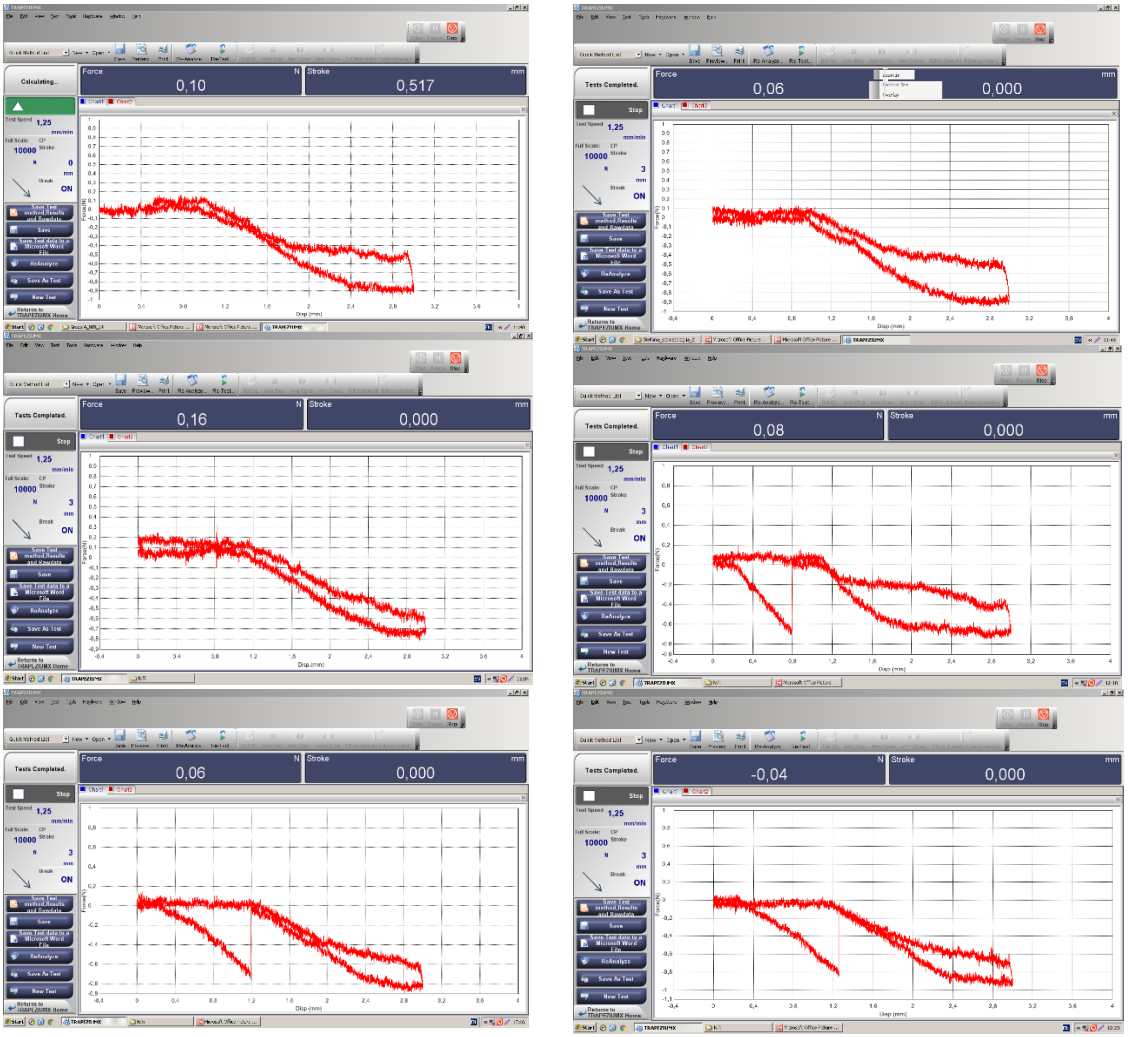
Табела 18. Разлики во платото во однос на дијаметарот на CuNiTi-лаковите

Тест за независни примероци										
		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандард на грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
Почеток на плато	Претпоставени еднакви варијанси	11,635	0,007	3,308	10	0,008	0,15000	0,04534	0,04898	0,25102
	Не се претпоставени еднакви варијанси			3,308	6,525	0,014	0,15000	0,04534	0,04119	0,25881
Крај на плато	Претпоставени еднакви варијанси	-	-	0,000	10	1,000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000
	Не се претпоставени еднакви варијанси			0,000	10,000	1,000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000
Должина на плато	Претпоставени еднакви варијанси	11,635	0,007	-3,308	10	0,008	-0,15000	0,04534	-0,25102	-0,04898
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-3,308	6,525	0,014	-0,15000	0,04534	-0,25881	-0,04119

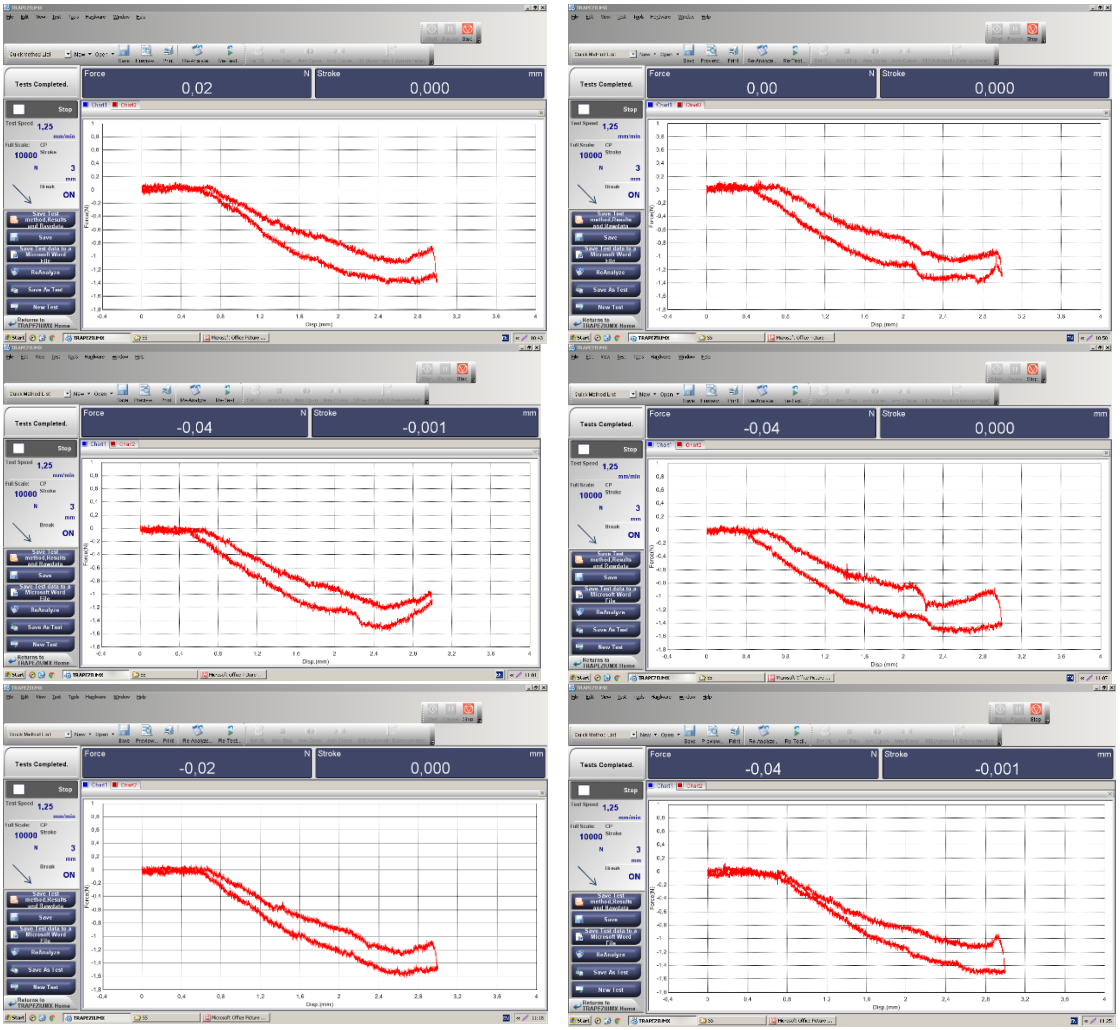
Како и кај супереластичните NiTi-лакови, така и кај CuNiTi-лаковите, разликите во однос на нивниот дијаметар се статистички значајни во однос на почетокот на платото (p = 0,008), и во однос на должината на платото (p = 0,014), додека не се статистички значајни разликите во однос на крајот на платото (p = 1,000).

Следниот дел од анализата е насочен кон испитување на разликите помеѓу измерените сили на растоварување кај нови во споредба со употребувани лакови.

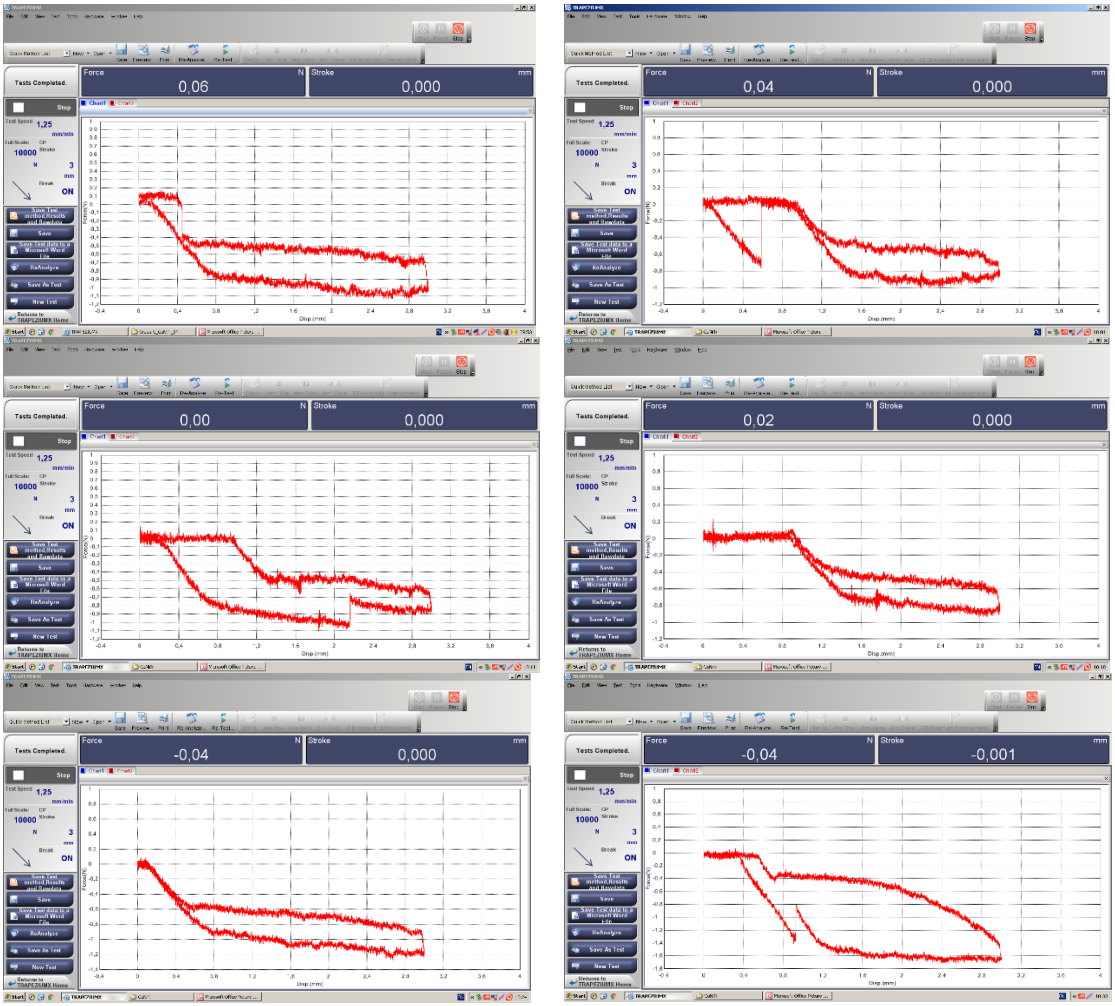
Со цел да се прикаже механичкото однесување на ортодонтските лакови по клиничката употреба, на сликите 16–18 се прикажани кривите сила и свиткување на шесте примероци од секој испитуван лак, добиени при тестот на свиткување во три точки по 8 недели клиничка употреба. Добиените криви претставуваа основа за понатамошна споредба на силата при растоварување на неупотребуваните и клинички употребуваните лакови при различен степен на свиткување.



Слика 16. Криви сила и свиткување на шест клинички употребувани суперелластични NiTi-лакови со дијаметар 0,012" по 8 недели клиничка употреба, добиени при тест на свиткување во три точки



Слика 17. Криви сила и свиткување на шест клинички употребувани плетени челични лакови со дијаметар 0,015" по 8 недели клиничка употреба, добиени при тест на свиткување во три точки



Слика 18. Криви сила и свиткување на шест клинички употребувани бакар никел титански лакови со дијаметар 0,013" по 8 недели клиничка употреба, добиени при тест на свиткување во три точки

Во табела 19 се прикажани резултатите за супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″.

Табела 19. Сили на растоварување кај нов и употребуван супереластичен NiTi-лак

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Нов супереластичен NiTi-лак						
Сила при свиткување од 3 mm	0,83	0,03	-1,997	4,562	0,76	0,86
Сила при свиткување од 2 mm	0,59	0,04	-0,108	-2,487	0,54	0,64
Сила при свиткување од 1 mm	0,47	0,02	0,248	-0,014	0,45	0,50
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,22	0,06	-0,091	-0,755	0,14	0,30
Употребуван супереластичен NiTi-лак						
Сила при свиткување од 3 mm	0,80	0,10	-0,186	-1,029	0,66	0,93
Сила при свиткување од 2 mm	0,37	0,10	-0,952	-0,742	0,21	0,46
Сила при свиткување од 1 mm	0,07	0,03	-0,666	-0,614	0,02	0,10
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,07	0,06	1,697	3,061	0,02	0,17

Кај двата вида лакови силата се намалува со намалување на свиткувањето, но со одредена деградација на механичките својства по употреба на лаковите.

Имено, кај новиот супереластичен лак NiTi 0,012″ највисока сила е забележана при свиткување од 3 mm (Средна вредност = 0,83 N), со постепено намалување до 0,22 N при 0,5 mm. Кај новиот и кај користениот лак се измерени слични просечни сили на растоварување при свиткување од 3 mm (Средна вредност = 0,83 N и Средна вредност = 0,80 N, соодветно), додека при помалите свиткувања се забележува значително намалување кај двата лака, но поизразено кај употребениот лак, што укажува на можни структурни промени и намалена супереластичност по користењето на лаковите при помалки свиткувања.

Стандардната девијација кај новиот лак е релативно ниска (0,02 – 0,06 N), што укажува на варијабилност на резултатите, додека кај користениот лак има значително поголема варијабилност, особено при 3 mm и 2 mm (SD = 0,10 N), што укажува на намалена предвидливост на силата по употреба.

Кај новиот супереластичен лак NiTi 0,012″ при 3 mm е присутна изразена негативна асиметрија на резултатите од мерењата и тенденција кон повисоки вредности на сила (Skewness = -1,997), со лептокуртична распределба и измерени екстримни сили во однос на просекот (Kurtosis = 4,562). При 2 mm кај новиот лак има платикуртична распределба, со широко распрскани податоци со намалена концентрација околу средната вредност (Kurtosis = -2,487), со речиси симетрична распределба (Skewness = -0,108). Кај свиткувањета од 1 mm, распределбата на добиените сили е речиси нормална (Skewness = 0,248; Kurtosis = -0,014), и постои висока стабилност на силата. При 0,5 mm се забележува блага негативна асиметрија и умерено платикуртична распределба.

Кај користениот супереластичен NiTi 0,012″-лак распределбата е поразлична. При 3 mm има релативно симетрична распределба (Skewness = -0,186), но распределбата е многу потесна од онаа на новиот лак (Kurtosis = -1,029). При 2 mm се забележува изразена негативна асиметрија и тенденција поголеми сили

(Skewness = -0,952), но без големи отстапувања (Kurtosis = -0,742). При 1 mm распределбата останува негативно асиметрична со ниски вредности, додека при 0,5 mm постои изразена позитивна асиметрија, со најголем дел кон пониски сили (Skewness = 1,697), со неколку екстремни вредности на измерена сила (Kurtosis = 3,061).

Минималните и максималните вредности потврдуваат дека некористениот лак дава постабилни сили и варијациите се релативно мали, посебно кај поголемите свиткувања, додека кај користениот лак се забележува поголема нестабилност на резултатите и поголеми варијации на силите, при сите свиткувања.

Табела 20. Разлики во силата при растоварување кај нов и употребуван суперелastичен NiTi-лак

Тест на независни примероци										
Сила при свиткување од:		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
3 mm	Претпоставени еднакви варијанси	8,643	0,015	0,622	10	0,548	0,02667	0,04288	-0,06888	0,12221
	Не се претпоставени еднакви варијанси			0,622	6,221	0,556	0,02667	0,04288	-0,07737	0,13070
2 mm	Претпоставени еднакви варијанси	5,260	0,045	4,904	10	0,001	0,22000	0,04486	0,12005	0,31995
	Не се претпоставени еднакви варијанси			4,904	6,843	0,002	0,22000	0,04486	0,11343	0,32657
1 mm	Претпоставени еднакви варијанси	1,935	0,194	29,158	10	0,000	0,40833	0,01400	0,37713	0,43954
	Не се претпоставени еднакви варијанси			29,158	8,135	0,000	0,40833	0,01400	0,37613	0,44053
0,5 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,060	0,811	4,706	10	0,001	0,15500	0,03294	0,08161	0,22839
	Не се претпоставени еднакви варијанси			4,706	9,980	0,001	0,15500	0,03294	0,08159	0,22841

Од резултатите од тестот на независни примероци t-test прикажани во табела 20, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на тоа дали суперелastичениот лак NiTi 0,012″ е нов или е упоребуван, може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткување од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно ($p = 0,548$), додека при помалите свиткувања разликите се значајни ($p < 0,01$).

Во табела 21 се прикажани резултатите за плетениот челичен лак со дијаметар 0,015″.

Табела 21. Сили на растоварување кај нов и употребуван плетен челичен лак

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Нов плетен челичен лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,43	0,11	-0,798	0,220	1,25	1,54
Сила при свиткување од 2 mm	1,09	0,06	0,502	-1,915	1,03	1,17
Сила при свиткување од 1 mm	0,46	0,05	-0,251	-0,467	0,38	0,53
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,04	0,01	-0,523	-1,875	0,02	0,05
Користен плетен челичен лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,36	0,14	-1,162	0,725	1,13	1,48
Сила при свиткување од 2 mm	0,85	0,06	-0,956	1,308	0,74	0,91
Сила при свиткување од 1 mm	0,27	0,06	0,146	-2,652	0,21	0,33
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,02	0,01	0,000	-2,299	0,00	0,03

Податоците покажуваат дека и кај новиот и кај користениот плетен челичен лак 0,015″ има тренд на намалување на силата со намалување на свиткувањето, но со значајни разлики во стабилноста и распределбата на податоците, особено кај користениот лак.

Конкретно кажано, кај новиот плетен челичен лак 0,015″ највисока сила на растоварување е измерена при 3 mm (Mean = 1,43 N), со постепено намалување до 0,04 N при 0,5 mm. Кај користениот плетен челичен лак 0,015″, иако вредноста на силата при свиткување од 3 mm е речиси иста со силата измерена кај новиот лак (Mean = 1,36 N), сепак се забележува поголемо намалување при свиткување од 2 mm (Mean = 0,85 N), и уште поголеми намалувања при 1 mm и 0,5 mm (0,27 N и 0,02 N, соодветно). Значи, клиничката употреба доведува до намалена способност за одржување сила.

Стандардната девијација кај новиот лак е релативно ниска (0,01 – 0,11 N), што укажува на добра стабилност и конзистентни резултати, додека кај користениот лак се забележува зголемена варијабилност при свиткување од 3 mm (SD = 0,14 N) и одредени иако релативно ниски варијации на измерените сили при помалите свиткувања.

Кај новиот плетен челичен лак 0,015″ при 3 mm се забележува негативна асиметрија и сколост кон повисоки сили (Skewness = -0,798), со приближно нормална распределба (Kurtosis = 0,220). При 2 mm се јавува блага позитивна асиметрија (Skewness = 0,502) и платикуртична распределба со пошироко распрскани податоци и помалку изразени екстремни вредности на измерени сили (Kurtosis = -1,915). Кај 1 mm постои релативно симетрична распределба (Skewness = -0,251), без екстремни вредности (Kurtosis = -0,467), додека кај 0,5 mm постои тенденција за екстремни вредности на сили (Kurtosis = -1,875).

Кај користениот плетен челичен лак 0,015″ измерените сили се понестабилни. При 3 mm се забележува умерена негативна асиметрија и концентрирани вредности кон повисоките сили (Skewness = -1,162), со присуство

на вредности умерено поголеми од просекот (Kurtosis = 0,725). При 2 mm се забележува послаба тенденција кон повисоки сили (Skewness = -0,956), но со поизразени екстреми отколку кај 3 mm (Kurtosis = 1,308). При свиткување од 1 mm има речиси симетрична распределба (Skewness = 0,146), но со силна платикуртична распределба и широка дисперзија на вредностите (Kurtosis = -2,652). При 0,5 mm има рамна распределба (Skewness = 0,000), и како и кај свиткувањета од 1 mm, се забелжува силна платикуртична распределба и изразени екстремни сили во однос на просекот (Kurtosis = -2,299)

Во поглед на опсегот на измерените сили, кај двата лака опсегот е релативно сличен, особено при најниското свиткувања од 0,5 mm (опсегот е само 0,03 N).

Сумирани резултатите покажуваат дека плетениот челичен лак 0,015″ по употребата губи дел од својата механичка конзистентност, особено кога се свиткува максимално од 3 mm, при што дава неконзистентни и нестабилни сили, иако овие сили се најголеми во однос на силите добиени при помалите свиткувања.

Табела 22. Разлики во силата при растоварување кај нов и употребуван плетен челичен лак

Тест на независни примероци										
Сила при свиткување од:		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
3 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,321	0,584	0,923	10	0,378	0,06500	0,07043	-0,09193	0,22193
	Не се претпоставени еднакви варијанси			0,923	9,511	0,379	0,06500	0,07043	-0,09303	0,22303
2 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,195	0,668	6,968	10	0,000	0,24167	0,03468	0,16439	0,31894
	Не се претпоставени еднакви варијанси			6,968	9,992	0,000	0,24167	0,03468	0,16438	0,31895
1 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,267	0,617	6,172	10	0,000	0,19333	0,03132	0,12354	0,26312
	Не се претпоставени еднакви варијанси			6,172	9,991	0,000	0,19333	0,03132	0,12353	0,26313
0,5 mm	Претпоставени еднакви варијанси	0,028	0,870	2,735	10	0,021	0,02167	0,00792	0,00401	0,03932
	Не се претпоставени еднакви варијанси			2,735	9,999	0,021	0,02167	0,00792	0,00401	0,03932

Од резултатите од тестот на независни примероци t-test прикажани во табела 22, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на тоа дали плетениот челичен лак 0,015″ е нов или е употребуван може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткување од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно ($p = 0,378$), додека при помалите свиткувања од 2 mm, 1 mm и 0,5 mm разликите се значајни ($p < 0,001$; $p < 0,001$ и $p = 0,021$, соодветно).

Во табела 23 се прикажани силите на растоварување кај нов и користен CuNiTi-лак со дијаметар 0,013″.

Табела 23. Сили на растоварување кај нов и употребуван CuNiTi-лак

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Нов CuNiTi-лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,01	0,04	0,534	0,706	0,95	1,08
Сила при свиткување од 2 mm	0,73	0,05	0,262	-1,457	0,67	0,79
Сила при свиткување од 1 mm	0,69	0,04	-0,159	-1,511	0,64	0,74
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,61	0,06	-1,406	2,093	0,50	0,66
Користен CuNiTi-лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,04	0,34	1,549	2,191	0,80	1,66
Сила при свиткување од 2 mm	0,56	0,07	0,676	-1,106	0,48	0,66
Сила при свиткување од 1 mm	0,29	0,25	0,360	-2,134	0,06	0,64
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,17	0,22	1,212	-0,359	0,02	0,53

Резултатите покажуваат дека кај новиот лак постои релативно конзистентен и постепен пад на силата со намалување на свиткувањето, додека кај користениот лак се забележува значително поголема варијабилност, нестабилност на силите и изразени промени во распределбата на податоците.

Конкретно, кај новиот CuNiTi 0,013″ најголемата регистрирана просечна сила е при свиткување од 3 mm (Средна вредност = 1,01 N), со континуиран пад до 0,61 N при свиткување од 0,5 mm. Вредностите на измерените сили при тестирањето се релативно слични, без значајни варијации (SD = 0,4 - 0,6 N).

Кај користениот CuNiTi-лак со дијаметар од 0,013″ се забележува дека, иако при свиткување од 3 mm просечната измерена сила е малку повисока од новиот лак средната вредност (Средна вредност = 1,04 N), сепак постои многу поголема варијабилност и нестабилност на измерените сили (SD = 0,34 N, наспроти SD = 0,4 N за новиот лак). При помалите свиткувања од 2 mm, 1 mm и 0,5 mm се забележува нагло намалување на силата од 0,56 N, на 0,29 N, па до 0,17 N, што укажува на губење на стабилноста на еластичниот одговор на овој вид на лак и можни структурни промени по клиничка употреба.

Кај новиот лак при свиткување од 3 mm се забележува умерена позитивна асиметрија (Skewness = 0,534) и умерено лептокуртична распределба (Kurtosis = 0,706), што укажува на благо концентрирање на повисоки сили. При 2 mm распределбата е речиси симетрична (Skewness = 0,262) без екстремни сили во однс на просечната (Kurtosis = -1,457). При дефромацијата од 1 mm се забележува речиси

рамна распределба симетрија (Skewness = -0,159), со платикуртична распределба со поширок распон на вредности (Kurtosis = -1,511) во однос на силите добиени при дефомација од 2 mm. При 0,5 mm се јавува силна негативна асиметрија со тенденција кон повисоки вредности (Skewness = -1,406), и со повисоки екстремни вредности (Kurtosis = 2,093).

Кај користениот CuNiTi-лак со дијаметар од 0,013″ распределбата е значително понестабилна и хетерогена. При 3 mm се забележува силна позитивна асиметрија и изразена концентрација на силите кон пониски вредности (Skewness = 1,549), со присуство на многу високи отстапувања до 1,66 (Kurtosis = 2,191). При свиткување на лакот од 2 mm има умерена позитивна асиметрија (Skewness = 0,676) и платикуртична распределба со пошироко распрскани вредности на сили (Kurtosis = -1,106). При 1 mm се забележува умерена симетрија (Skewness = 0,360), но екстремни вредности (Kurtosis = -2,134), до 0,64 N. Најизразена нестабилност се забележува при најмалата свиткување на овој лак од 0,5 mm, каде што забележавме позитивна асиметрија со доминација на пониски вредности (Skewness = 1,212) и слаба платикуртична распределба без изразени екстреми (Kurtosis = -0,359). Кај користениот лак CuNiTi 0,013″ се открива пошироки опсег на измерени сили во однос на нов лак.

Резултатите сугерираат дека клиничката употреба влијае на стабилноста на CuNiTi-лакот, особено при помали свиткувања, кога се измерени најизразени промени во силата при растоварување.

Табела 24. Разлики во силата при растоварување кај нов и употребуван CuNiTi-лак

Тест на независни примероци										
Сила при свиткување од:		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
3 mm	Претпоставени еднакви варијанси	6,963	0,025	-0,253	10	0,806	-0,03500	0,13852	-0,34364	0,27364
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-0,253	5,175	0,810	-0,03500	0,13852	-0,38749	0,31749
2 mm	Претпоставени еднакви варијанси	1,252	0,289	5,065	10	0,000	0,17333	0,03422	0,09708	0,24958
	Не се претпоставени еднакви варијанси			5,065	8,774	0,001	0,17333	0,03422	0,09561	0,25105
1 mm	Претпоставени еднакви варијанси	36,238	0,000	3,881	10	0,003	0,39833	0,10263	0,16965	0,62702
	Не се претпоставени еднакви варијанси			3,881	5,236	0,011	0,39833	0,10263	0,13804	0,65863

0,5 mm	Претпоставени еднакви варијанси	12,665	0,005	4,698	10	0,001	0,43167	0,09188	0,22694	0,63640
	Не се претпоставени еднакви варијанси			4,698	5,705	0,004	0,43167	0,09188	0,20398	0,65935

Од резултатите од тестот на независни примероци t-test прикажани во табела 24, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на тоа дали CuNiTi 0,013″ е нов или е упоребуван може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткување од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно (p = 0,806), додека при помалите свиткувања од 2 mm, 1 mm и 0,5 mm разликите се значајни (p < 0,001; p = 0,003 и p = 0,001, соодветно).

Резулатите од корелациите помеѓу карактеристиките на лаковите и должината на платото се прикажани во табела 25.

Табела 25. Корелации помеѓу должина на плато, дијаметарот и материјалот на лаковите

		Должина на плато
Дијаметар	r	0,647**
	p	0,001
Материјал	r	0,715**
	p	0,000
**. Корелацијата е статистички значајна на ниво на значајност од 0,01 при двонасочен тест.		

Од табелата може да се констатира дека должината на платото е значајно се поврзана со дијаметарот (r = 0,647; p = 0,001) и материјалот од кој е направен лакот (r = 0,715; p < 0,001).

На крајот, е направена споредба на некористени лакови супереластичен лак 0,012″ и CuNiTi 0,013″ во однос на користени супереластичен лак 0,012″, и CuNiTi 0,013″. Резултатите се прикажани во табела 26.

Табела 26. Споредба на плато на нов лак и лак по клиничка употреба

	Почеток на плато на нов лак	Крај на плато на нов лак	Должина на плато на нов лак	Почеток на плато по употреба	Крај на плато по употреба	Должина на плато по употреба
Супереластичен NiTi-лак						
Средна вредност	1,20	2,33	1,13	0,80	2,40	1,60
Минимална вредност	0,80	2,00	0,80	0,80	2,40	1,60
Максимална вредност	1,40	2,40	1,60	0,80	2,40	1,60
CuNiTi-лак						
Средна вредност	0,82	2,40	1,58	0,60	2,24	1,64
Минимална вредност	0,80	2,40	1,50	0,40	1,60	0,80
Максимална вредност	0,90	2,40	1,60	0,80	2,40	2,00

Кај супереластичниот NiTi 0,012″-лак, се забележува јасна промена на параметрите на платото по клиничка употреба, иако е добиен резултат само при едно мерење, додека деградирано плато имаше во 50 % од мерењата, и немаше плато во 33,3 %. Почетокот на платото кај новиот лак има Средна вредност од 1,20 mm, додека по употреба се намалува на 0,80 mm. Резултатите се стабилни по употребата, што значи дека нема варијации меѓу мерењата (Min = Max = 0,80 mm).

Крајот на платото кај новиот лак е 2,33 mm, а по употреба се зголемува на 2,40 mm, што значи дека се нотира зголемување од 0,47 mm. Должина од 1,13 mm кај новиот лак се зголемила до 1,60 mm по клиничката употреба. Лакот задржува поконстантно механичко дејство во поширок интервал на негово свиткување.

Кај CuNiTi 0,013″, исто така се забележуваат промени по употребата, но тие се помалку изразени во однос на претходниот лак. Почетокот на платото се намалува од 0,82 mm на 0,60 mm по клиничка употреба, но се забележува поголем опсег на резултатите при мерењата и поголема варијабилност (0,40 – 0,80 mm).

И крајот на платото кај CuNiTi 0,013″ се намалува од 2,40 mm на 2,24 mm по клиничката употреба (намлаувањето е 0,16 mm). Но, иако платото завршува порано по клиничката употреба, неговата должина е релативно стабилна и е со мало зголемување од 0,06 mm, и од 1,58 mm се зголемува на 1,64 mm. И варијабилноста на вредностите е поголема (0,80 – 2,00 mm), што значи дека по клиничка употреба лаковите CuNiTi 0,013″ претрпуваат различен степен на промени. Само во 16,7 % од мерењата не беше откриено плато.

Разликите ги испитавме со Тест на независни примероци и резултатите се презентирани во табела 27.

Табела 27. Разлики во платото помеѓу нов лак и користен лак

Тест на независни примероци										
		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
								Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика		Долна граница	Горна граница
Почеток на плато	Претпоставени еднакви варијанси	22,471	0,000	-1,556	28	0,131	-0,92083	0,59161	-2,1327	0,2910
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-0,745	5,015	0,490	-0,92083	1,23615	-4,0956	2,2539
Крај на плато	Претпоставени еднакви варијанси	27,604	0,000	-2,031	28	0,052	-3,48333	1,71488	-6,9961	0,0295
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-0,960	5,000	0,381	-3,48333	3,62906	-12,8120	5,8453
Должина на плато	Претпоставени еднакви варијанси	24,635	0,000	-2,249	28	0,033	-2,56250	1,13934	-4,8963	-0,2287

	Не се претпоставени еднакви варијанси			-1,067	5,005	0,335	-2,5625)	2,40072	-8,7318	3,6068

Во однос на должината на платото споредено пред и по клиничката употреба на лаковите се откриваат статистички значајни разлики (p = 0,033), додека не се потврдени статистички значајни разлики во однос на другите параметри на платото (p > 0,05).

Декриптивни статистики на испитуваните ортодонтски параметри

За јасна слика за почетната состојба и распределбата на параметрите во анализираниот примерок, најпрвин ги анализиравме основните ортодонтски карактеристики на пациентите пред започнување на третманот. Резултатите се прикажани во табела 28.

Табела 28. Ортодонтски карактеристики на испитаниците пред започнување на фиксен ортодонтски третман

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
LII T0	4,75	1,89	1,482	2,859	3,00	12,66
Интеркanинска ширина T0	25,72	1,91	-0,062	-0,358	20,67	29,61
Ширина помеѓу први премолари T0	33,62	2,47	-0,119	-0,268	27,13	38,64
Ширина помеѓу втори премолари T0	39,58	2,77	-0,229	0,006	31,26	44,87
Ширина помеѓу молари T0	47,30	2,99	0,424	-0,350	41,53	54,73
Должина лево T0	40,36	2,73	0,756	2,000	34,36	50,75
Должина десно T0	39,72	2,32	-0,266	0,534	32,44	44,97
Висина T0	33,64	2,51	-0,083	0,122	27,00	40,00
Периметар T0	70,09	4.70	0,626	2,520	57,00	88,00

T0 – пред третман

Во однос на LII на почеток, просечната вредност изнесува 4,75 mm (SD = 1,89 mm), што укажува на умерено изразена неправилност во позицијата на забите. Сепак, релативно високата позитивна асиметрија (Skewness = 1,482) и изразената куртоза (Kurtosis = 2,859) покажуваат дека поголем дел од пациентите имаат пониски вредности (најниска измерена вредност е 3 mm), додека мал број испитаници имаат значително повисоки вредности (до максимални 12,66 mm), што укажува на присуство на екстремни случаи.

Ширината на канините на почеток има просечна вредност од 25,72 mm (SD = 1,91 mm), со речиси симетрична распределба (Skewness = -0,062) и благо рамна форма (Kurtosis = -0,358). Вредностите се движеа од 20,67 mm до 29,61 mm.

Слична стабилност се забележува и кај ширината на првиот премолар (M = 33,62 mm; SD = 2,47 mm) и вториот премолар (M = 39,58 mm; SD = 2,77 mm), каде што вредностите на Skewness и Kurtosis се блиску до нула, што укажува на приближно нормална распределба на овие параметри. Беа измерени вредности од

27,13 mm до 38,64 mm за ширината на првиот премолар и од 31,26 mm до 44,87 mm за ширината на вториот премолар.

Кај ширината на моларите, просекот е 47,30 mm (SD = 2,99 mm), а се забележува благо позитивна асиметрија (Skewness = 0,424), додека дел од пациентите имаат повисоки вредности од просекот, но без значителни отстапувања од нормалноста (Kutrosis = -0,350). Минималната измерена вредност беше 41,53 mm, а максималната 54,73 mm.

Должинските параметри покажаа малку поголема варијабилност. Просекот на должината лево изнесува 40,36 mm (SD = 2,73 mm) и резулатите за целиот примерок имаат умерена позитивна асиметрија (Skewness = 0,756) и лептокуртична распределба (Kurtosis = 2,000), што укажува на поголема концентрација на вредности околу средината, но и присуство на екстремни вредности до 50,75 mm. За разлика од тоа, просечната должина десно е 39,72 mm (SD = 2,32 mm) и резултатите за овој параметар имаат релативно симетрична распределба (Skewness = -0,266 и Kutrosis = 0,534) со минимални отстапувања од 32,44 mm до 44,97 mm.

Просечна вредност на висината изнесува 33,64 mm (SD = 2,51 mm) и резултатите се рамномерно распределени, со вредности на Skewness и Kurtosis блиски до нула, со мали екстремни вредност до 40 mm.

Почетната просечна вредност на периметарот изнесува 70,09 mm (SD = 4,70 mm), со умерена позитивна асиметрија (Skewness = 0,626) и повисока куртоза (Kurtosis = 2,520), што укажува на постоење на одреден број пациенти со повисоки вредности и поголема концентрација околу просекот. Најкраткиот измерен периметар е 57 mm, а најдолгиот е 88 mm.

Генерално, најголемиот дел од почетните ортодонтски параметри покажуваат приближно нормална распределба, што значи дека почетната состојба на пациентите е задоволително хетерогена, особено во однос на степенот на неправилност на забниот лак.

Анализата на следната табела 29 ги прикажува ортодонтските карактеристики на пациентите по 8-неделен третман, овозможувајќи увид во промените што се случиле во однос на почетната состојба, како и во распределбата на вредностите на сите пациенти.

Табела 29. Ортодонтски карактеристики на испитаниците по 8 недели од фиксниот ортодонтски третман

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
LII T1	1,92	1,40	1,576	2,201	0,12	6,73
Интерканинска ширина T1	26,20	1,85	0,283	0,117	21,87	30,94
Ширина помеѓу први премолари T1	34,15	2,42	-0,151	-0,291	28,50	39,19
Ширина помеѓу втори премолари T1	40,68	2,73	-0,184	0,522	32,00	46,94
Ширина помеѓу молари T1	47,43	3,09	0,334	-0,413	41,51	55,08
Должина лево T1	41,19	2,69	0,699	2,148	35,05	51,56
Должина десно T1	40,50	2,34	-0,146	0,716	33,00	46,48
Висина T1	34,51	2,46	-0,001	0,072	28,36	41,00
Периметар T1	72,88	4,95	0,256	3,014	57,00	92,00

T1– по осум недели третман со фиксен ортодонтски апарат

Во однос на LII по 8 недели, просечната вредност е значително намалена до 1,92 mm, како и вкупната варијација на резултатите меѓу пациентите (SD = 1,40 mm), што укажува на јасно подобрување во порамнувањето на забите. Сепак, вредностите на Skewness (1,576) и Kurtosis (2,201) покажуваат изразена позитивна асиметрија и лептокуртична распределба, што значи дека најголем дел од пациентите имаат ниски вредности, но и дека и понатаму кај одреден број пациенти перизистира висок степен на неправилност до 6,73 mm.

Трансверзалните димензии имаат сличен тренд. Ширината на канините, има просечна вредност од 26,20 mm (SD = 1,85), и покажува благо зголемување во однос на почетните вредности, со речиси нормална распределба (Skewness = 0,283; Kurtosis = 0,117), додека ширината на првиот премолар (M = 34,1512; SD = 2,42329) и вториот премолар (M = 40,6771; SD = 2,73306) имаат распределби приближно симетрични со минимални отстапувања од нормалноста. Ширината на канините се движи од 21,87 mm до 30,94 mm, додека на првиот премолар од 28,5 mm до 39,19 mm, а на вториот премолар од 32 mm до 46,94 mm. Кај ширината на моларите која има просечна вредност од 47,43 mm (SD = 3,09 mm) речиси и нема разлика со почетната состојба, а притоа се забележува мала позитивна асиметрија, но без значајни отстапувања (Skewness =0,334; Kurtosis = -0,413), што укажува на стабилност на овој параметар. Дури и најмалата и најголемата ширина на моларите останува конзистентна како на почетокот, со минорни поместувања. Овие резултати сугерираат умерено проширување на забниот лак во трансверзална насока.

Должинските параметри исто така покажуваат зголемување, особено кај должината лево која се зголемува до просек за примерокот од 41,19 mm (SD = 2,69 mm). Должината лево има позитивна асиметрија (Skewness = 0,699) и повисока куртоза (Kurtosis = 2,148), што укажува на поизразена концентрација на вредности околу просекот, но и присуство на екстремни вредности до 51,56 mm. Минималната вредност достигнува до 35,05 mm. Должината десно достигнува просечна вредност од 40,50 mm (SD = 2,34 mm) и има речиси нормална распределба (Skewness = -0,146), со малку повисоки вредности од просекот (Kurtosis = 0,716). Најмалата должина десно се зголеми до 33 mm, а најголемата до 46,48 mm.

Просечната вредност на висината на лакот се зголемува до 34,51 mm (SD = 2,46 mm), а податоците за примерокот покажуваат речиси идеално симетрична распределба (Skewness ≈ 0; Kurtosis ≈ 0), што укажува на слаб, но речиси идентичен ефект на третманот кај овој параметар.

Периметарот на лакот по 8 недели има просечна вредност од 72,88 mm (SD = 4,95 mm), што значи дека вредностите се зголемени во однос на почетната состојба, но покажува изразена лептокуртична распределба (Kurtosis = 3,014), што укажува на поголема концентрација на вредностите околу средината и присуство на неколку екстремни случаи со минимум од 57 mm и максимум до 92 mm. Постои позитивната асиметрија (Skewness = 0,256), но истата е умерена и нема значајни отстапувања.

Во целост, резултатите по 8-неделен третман покажуваат значително подобрување во порамнувањето на забите, односно намалување на LII, како и умерено зголемување на повеќето димензии на забниот лак. Поголемиот дел од параметрите покажуваат приближно нормална распределба, што укажува на релативно хомоген одговор на третманот, иако кај LII и периметарот се забележуваат изразени екстремни вредности и поголема варијабилност. Овие резултати укажуваат на ефикасност на третманот во раната фаза, со индивидуални разлики во степенот на постигнатото подобрување.

За да добиеме јасна слика за насоката и интензитетот на терапевтскиот ефект, следната анализа се однесува на промените на ортодонтските карактеристики кај пациентите по 8 недели. Резултатите се презентирани во следната табела 30 и потврдуваат подобрување на состојбата со забите и подобрувања во сите сегменти и позитивен ефект од ортодонтскиот третман во рана фаза по 8 недели.

Табела 30. Дескриптивна статистика на промените на ортодонтски карактеристики на испитаниците по 8 недели од фиксниот ортодонтски третман

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Промена на LII	2,83	1,40	0,621	-0,046	6,69	0,27
Промена во интерканинска ширина	-0,49	0,92	0,189	0,138	1,99	-2,28
Промена во ширина помеѓу први премолари	-0,53	0,83	-0,012	-0,382	1,42	-2,58
Промена во ширина помеѓу втори премолари	-1,10	0,94	-0,627	0,683	0,94	-4,07
Промена во ширина помеѓу молари	-0,12	0,73	-0,186	-0,190	1,55	-1,93
Промена на должина лево	-0,83	0,81	-0,452	0,030	0,86	-3,14
Промена на должина десно	-0,78	0,88	-0,262	-0,230	1,02	-2,99
Промена на висина	-0,87	1,01	0,392	-0,029	2,00	-3,00
Промена на периметар	-2,79	1,46	0,121	-0,424	0,00	-6,00

Поконкретно кажано, од резултатите се забележува намалување на неправилноста на забите, бидејќи промената на LII има позитивна Средна вредност од 2,83 mm, што укажува нивелирање на забите. Овој параметар директно ја мери неправилноста, па неговото намалување претставува јасен индикатор за клиничка ефикасност на ортодонтскиот третман. Релативно умерената стандардна девијација од 1,40 mm сугерира дека има одредена варијабилност во ефикасноста, што е потврдено и од широкиот опсег на промени, од минимални 0,27 mm до максимални 6,69 mm.

Во однос на останатите параметри, негативните средни вредности значат дека по 8 недели се забележува зголемување на нивните димензии. Имено, просечните промени на ширината на канините (M = -0,49 mm), на првиот премолар (M = -0,53 mm) и поизразената просечна промена на регијата на вториот премолар (M = -1,10 mm) укажуваат на трансверзално проширување на денталниот лак во фазата на нивелација и создавање простор. Најлоши измерени резултати се намалување на ширината на: канините од 1,99 mm, на првиот премолар од 1,42 mm, на вториот премолар од 0,94 mm, додека најдобрите забележани резултати се зголемување на ширините од 2,28 mm; 2,58 mm и од 4,07 mm, соодветно, што значи дека кај некои пациенти се јавува и намалување на овие димензии, што значи дека ефектот на третманот не е целосно униформен и постојат индивидуални варијации во одговорот на третманот.

Слична тенденција се забележува и кај просечната ширина на моларот (M = -0,12 mm), иако со многу помал интензитет, што сугерира дека задниот сегмент останува релативно стабилен со минимални промени. Резултатите се движат од најголемо намалување на ширина на молар од 1,55 mm кај еден пациент, до најголемо зголемување од 1,93 mm.

Промените во должината на лакот, како лево (M = -0,83 mm) така и десно (M = -0,78 mm), укажуваат на издолжување на денталниот лак, што е во согласност со процесот на нивелирање, каде што забите се позиционираат во соодветна положба, со што се добива дополнителен простор. Но, и кај овие димензии се измерени и поборувања и влошувања. Најголемо влошување на ширината на должината на лакот лево е 0,86 mm, а десно е 1,02 mm, додека најпозитивните промени се 3,14 mm и 2,99 mm, соодветно.

Дополнително, негативната вредност на промената на просечната висината (M = -0,87 mm) укажува на зголемување на висините, што значи дека се бележи подобрување на просечната вертикалната димензија на лакот за испитуваниот примерок. И тука има влошувања на првичните положби, со максимално влошување од 2 mm, додека најпозитивен резултат, односно најголемо зголемување на висината е 3 mm.

Најизразена промена се забележува кај периметарот (M = -2,79 mm), што укажува дека истиот значително се зголемил по 8 недели, и обезбедил повеќе простор за правилно позиционирање на забите, максимално до 6 mm.

Во однос на варијабилноста, стандардните девијации укажуваат на умерени индивидуални разлики.

Асиметријата кај повеќето параметри е блиску до нула (Skewness ≈ 0), што укажува на релативно симетрична распределба на промените. Сепак, кај некои параметри се забележуваат умерени отстапувања. На пример, кај LII, позитивната асиметрија (Skewness = 0,621) укажува дека повеќето пациенти имаат умерено подобрување, со неколку случаи на многу изразено намалување на неправилноста. Негативната асиметрија кај ширината на вториот премолар (Skewness = -0,627) и должината лево (Skewness = -0,452) укажува дека поголем дел од пациентите имаат поизразено зголемување на овие димензии, со неколку случаи на помали промени.

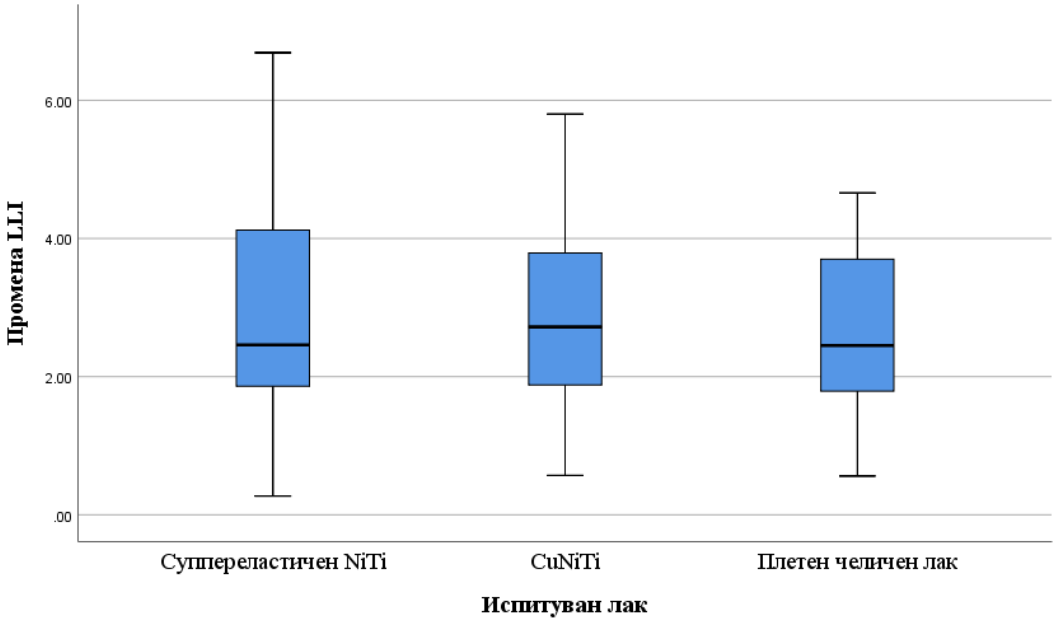
Куртозата кај сите параметри е блиску до нула (Kurtosis ≈ 0), што укажува на распределби слични на нормалната, без екстремно изразени промени. Сепак, кај ширината на вториот премолар (Kurtosis = 0,683) се забележува присуство на поекстремни вредности, додека негативните вредности кај периметарот (Kurtosis = -0,424) и првиот премолар (Kurtosis = -0,382) укажуваат на порамна распределба и поголема дисперзија на резултатите.

Во следната табела 31 е прикажана дескриптивната статистика на промените на LII (клиничката ефикасност) во зависност од видот на ортодонтскиот лак, при што се забележуваат суптилни, но значајни разлики помеѓу трите вида лакови. Севкупно, резултатите сугерираат дека супереластичните NiTi и CuNiTi-лаковите овозможуваат нешто поголеми просечни промени на LII, но со поголема варијабилност, додека плетениот челичен лак дава поскромни, но поконзистентни резултати.

Табела 31. Дескриптивна статистика на промените на LII според видот на ортодонтскиот лак

Вид на лак	**Суппереластичен NiTi-лак**	**CuNiTi-лак**	**Плетен челичен лак**
Средна вредност	2,907	2,952	2,640
Стандардна девијација	1,587	1,516	1,085
Минимална вредност	0,27	0,57	0,56
Максимална вредност	6,69	5,80	4,66
Skewness	0,846	0,328	0,231
Kurtosis	0,234	-0,703	-0,799

Имено, просечните вредности укажуваат дека најголема промена на LII е забележана кај CuNiTi-лаковите (M = 2,952 mm), а потоа кај суперелаcтичните NiTi-лакови (M = 2,907 mm), додека најниска просечна промена на LII по третман од 8 недели имаат плетените челични лакови (M = 2,640 mm), како што е прикажано и на графикон 8. Овие резултати покажуваат дека CuNiTi и суперелаcтичните NiTi-лакови имаат малку поголема клиничка ефикасност во фазата на нивелирање во споредба со челичните лакови.



Графикон 8. Промени на LII според вид на лак

Во однос на варијабилноста, стандардната девијација е највисока кај суперелаcтичните NiTi-лакови (SD = 1,587 mm), што укажува на поголема хетерогеност во одговорот на третманот на пациентите. CuNiTi-лаковите покажуваат слична варијабилност (SD = 1,516 mm), додека плетените челични лакови имаат значително помала варијација (SD = 1,085 mm), што сугерира на поконзистентен, но како што кажавме погоре – послаб ефект.

Минималните и максималните вредности дополнително ги потврдуваат претходните резултати. Кај суперелаcтичнитите NiTi-лакови се детектира најширок опсег и тоа од 0,27 mm до 6,69 mm, што укажува на тоа дека кај некои пациенти ефектот е многу изразен, додека кај други минимален. CuNiTi-лаковите,

исто така, покажуваат релативно широк опсег од 0,57 mm до 5,80 mm, додека кај плетените челични лакови има потесен интервал од 0,56 mm до 4,66 mm, што повторно укажува на помала варијабилност.

Во однос на формата на распределбата, сите три вида лакови покажуваат позитивна асиметрија (Skewness > 0), што значи дека повеќето вредности се концентрирани кон пониски промени на LII, со неколку повисоки екстремни вредности. Оваа асиметрија е најизразена кај супереластичниот NiTi (Skewness = 0,846), додека кај CuNiTi (Skewness = 0,328) и плетениот челичен лак (Skewness = 0,231) е помалку изразена. Куртозата пак, покажува различни карактеристики на распределбата. Распределбата на резултатите за клиничка ефикасност кај супереластичниот NiTi-лак има вредност блиска до нормална (Kurtosis = 0,234), што укажува на умерено нормална распределба на резултатите кај пациентите кај кои е аплициран овој вид на лак, додека CuNiTi-лакот (Kurtosis = -0,703) и плетениот челичен лак (Kurtosis = -0,799) имаат поизразена негативна куртоза, што значи умерено рамна распределба со екстремна ефикасност кај неколку пациенти.

Испитување на разликите во ортодонтските параметри според видот на лаковите

Иако постојат одредени разлики во клиничката ефикасност помеѓу различните видови ортодонтски лакови, за да ја потврдиме нивната значајност, применета е еднофакторска ANOVA. Резултатите се прикажани во табела 32.

Табела 32. Испитување значајност на разликите во клиничката ефикасност според видот на лаковите

ANOVA					
	Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
Помеѓу групите	1,429	2	0,715	0,358	0,700
Во рамки на групите	143,778	72	1,997		
Вкупно	145,207	74			

Резултатите покажуваат дека вредноста на F-статистиката (F = 0,358) е ниска, што укажува дека варијацијата на кличката ефикасност помеѓу различните видови лакови е мала во однос на варијацијата внатре во самите групи, што сугерира дека индивидуалните разлики помеѓу пациентите се поголеми од разликите кои се должат на видот на лакот. Показателот за статистичка значајност е значително поголема од стандардното ниво на значајност од 0,05 (p = 0,700), што значи дека не постои статистички значајна разлика во клиничката ефикасност помеѓу испитуваните групи лакови, односно сите видови лакови според материјалот од кој се направени имаат сличен ефект. Вкупната варијација на резултатите (вкупен збир на квадрати = 145,207) исто така покажува дека мал дел од вкупната варијабилност се должи на разликите помеѓу групите (1,429), додека најголемиот дел потекнува од варијацијата внатре во групите (143,778).

Разликите во клиничката ефикасност помеѓу различните видови ортодонтски лакови дополнително се испитани со Tukey HSD Post Hoc тест, чии резултати се прикажани во табела 33, која следува.

Табела 33. Post Hoc испитување на разликите во клиничката ефикасност според видот на лаковите

Повеќекратни споредби						
Променлива варијабла: Промена на LII						
Tukey HSD						
(I) Испитуван лак	(J) Испитуван лак	Просечна разлика (I-J)	Стандардна грешка	p	95% Интервал на доверба	
					Долна граница	Горна граница
Супереластичен NiTi-лак	CuNiTi-лак	-0,0452	0,39969	0,993	-1,0017	0,9113
	Плетен челичен лак	0,2676	0,39969	0,782	-0,6889	1,2241
CuNiTi-лак	Супереластичен NiTi-лак	0,0452	0,39969	0,993	-0,9113	1,0017
	Плетен челичен лак	0,3128	0,39969	0,715	-0,6437	1,2693
Плетен челичен лак	Супереластичен NiTi-лак	-0,2676	0,39969	0,782	-1,2241	0,6889
	CuNiTi-лак	-0,3128	0,39969	0,715	-1,2693	0,6437

Резултатите покажуваат дека разликата помеѓу супереластичниот NiTi и CuNiTi-лакот е речиси занемарлива и не е статистички значајна (Просечна разлика = -0,0452; p = 0,993). Слична состојба се забележува и при споредбата помеѓу супереластичниот NiTi-лакот и плетениот челичен лак (Просечна разлика = 0,2676; p = 0,782). При споредбата на CuNiTi-лакот со плетениот челичен лак, средната разлика иако е нешто поголема, сепак не укажува на значајна разлика (Просечна разлика = 0,3128; p = 0,715). Интервалите на доверба дополнително потврдуваат дека не постои реална разлика помеѓу анализираните групи и нема сигурен доказ за супериорност на еден лак наспроти друг во однос на нивната клиничка ефикасност.

Следно е испитано дали има значајни разлики во промените на другите ортодонтски параметри. Во табела 34 се прикажани дескриптивните статистики на промените во зависност од видот на применетиот лак, при што може да се забележат одредени сличности, но и суптилни разлики во ефектите меѓу трите вида лакови.

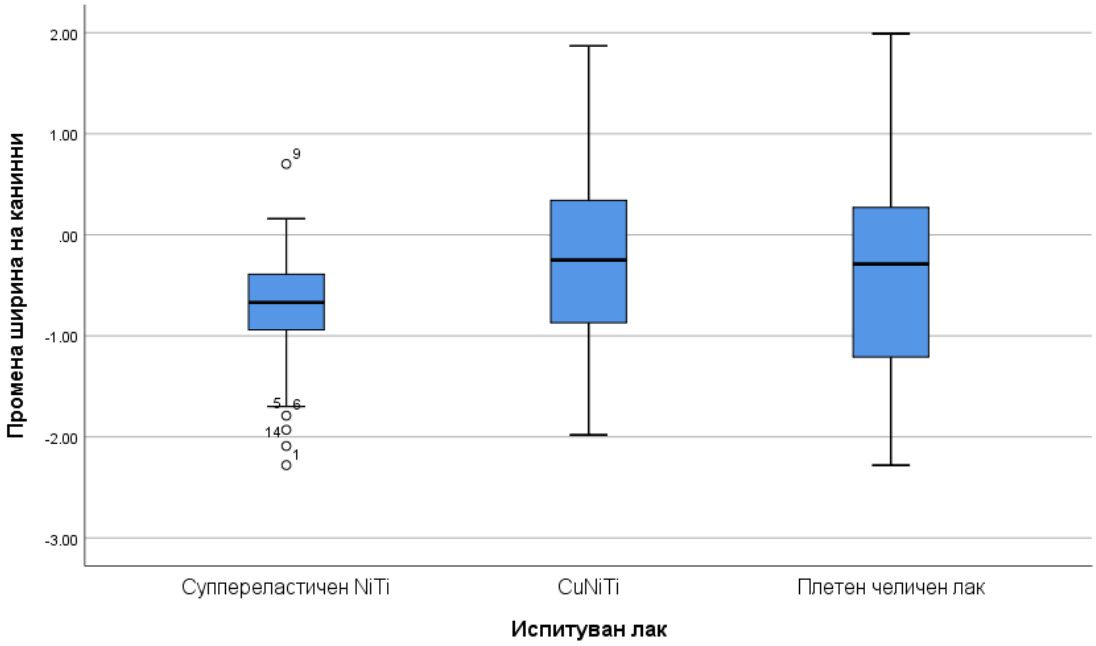
Табела 34. Дескриптивни статистики на промените на ортодонтските карактеристики на испитаниците според видот на лаковите

Испитуван лак		Промена на интеркаинска ширина	Промена на ширина помеѓу први премолари	Промена на ширина помеѓу втори премолари	Промена на ширина помеѓу молари	Промена на должина на денталeн лак лево	Промена на должина на денталeн лак десно	Промена на висина на денталeн лак	Промена на периметар на денталeн лак
Супереластичен NiTi-лак	Средна вредност	-0,77	-0,40	-0,98	-0,31	-0,60	-0,70	-0,67	-2,99
	Стандардна девијација	0,76	0,77	0,95	0,80	0,82	0,82	1,03	1,71
	Минимална вредност	-2,28	-1,70	-3,62	-1,93	-2,55	-2,24	-2,67	-6,00
	Максимална вредност	0,70	1,42	0,06	1,10	0,86	0,97	1,50	0,00
	Skewness	-0,363	0,259	-1,238	-0,462	-0,458	0,123	0,010	0,039
	Kurtosis	-0,290	0,052	1,379	-0,350	0,376	-0,533	-0,491	-0,897

CuNiTi-лак	Средна вредност	-0,31	-0,71	-1,42	-0,04	-1,13	-1,00	-1,22	-3,30
	Стандардна девијација	0,92	0,82	0,98	0,52	0,90	0,89	0,95	0,85
	Минимална вредност	-1,98	-2,35	-4,07	-0,92	-3,14	-2,99	-3,00	-5,34
	Максимална вредност	1,87	0,98	0,43	0,81	0,39	0,48	1,00	-2,00
	Skewness	0,314	0,105	-0,277	-0,079	-0,372	-0,632	0,523	-0,323
	Kurtosis	0,035	-0,584	1,091	-1,075	-0,518	-0,126	0,347	-0,324
Плетен челичен лак	Средна вредност	-0,38	-0,47	-0,90	-0,01	-0,76	-0,63	-0,71	-2,07
	Стандардна девијација	1,04	0,91	0,82	0,83	0,64	0,91	0,99	1,46
	Минимална вредност	-2,28	-2,58	-2,83	-1,49	-1,98	-2,52	-2,00	-5,00
	Максимална вредност	1,99	1,20	0,94	1,55	0,52	1,02	2,00	0,00
	Skewness	0,070	-0,253	-0,216	0,155	-0,231	-0,223	0,779	-0,264
	Kurtosis	0,046	-0,317	0,690	-0,989	-0,518	-0,442	0,940	-0,406

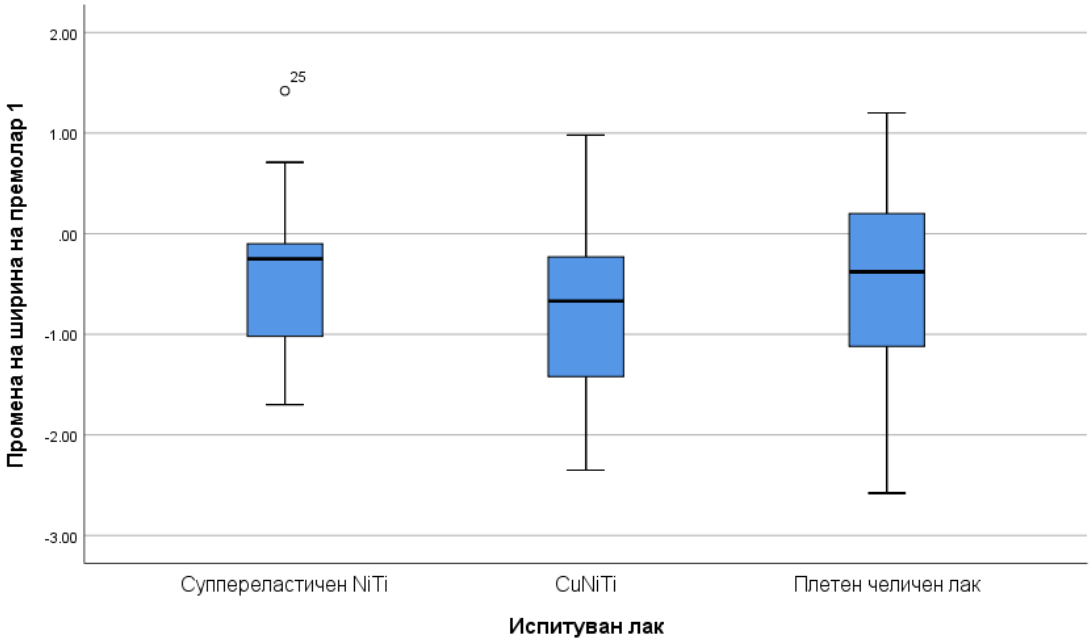
Во однос на средните вредности на промените, сите три групи покажуваат негативни промени кај сите параметри, што значи дека по 8 недели доаѓа до зголемување на ширините, должините, висината и периметарот. Најизразени промени се забележуваат кај CuNiTi-лакот, особено кај ширината на вториот премолар (M = -1,42 mm), должината лево (M = -1,13 mm), висината (M = -1,22 mm) и периметарот (M = -3,30 mm), што укажува на најсилен ефект на проширување и создавање простор. Супереластичниот NiTi покажува умерени, но конзистентни промени (на пример, кај периметарот просечната промена е 2,99 mm), додека плетениот челичен лак има најмали вредности (на пример, за периметарот просечната промена е 2,07 mm), што сугерира послаб, но сепак присутен ефект.

Поконкретко анализирано, во однос на сите ортодонтски параметри, прво се забележува дека најголемо зголемување на интеркамината ширина има кај супереластичниот NiTi-лак (M = -0,77 mm), што укажува на најизразено трансверзално проширување во фронталниот сегмент. Следи плетениот челичен лак (M = -0,38 mm), додека CuNiTi покажува најмал ефект (M = -0,31 mm). Сепак, плетениот челичен лак има поголема варијабилност (SD = 1,04 mm), што укажува на понеконзистентен одговор кај пациентите кај кои е аплициран овој вид лак. Резултатите се видливи и од графикон 9.



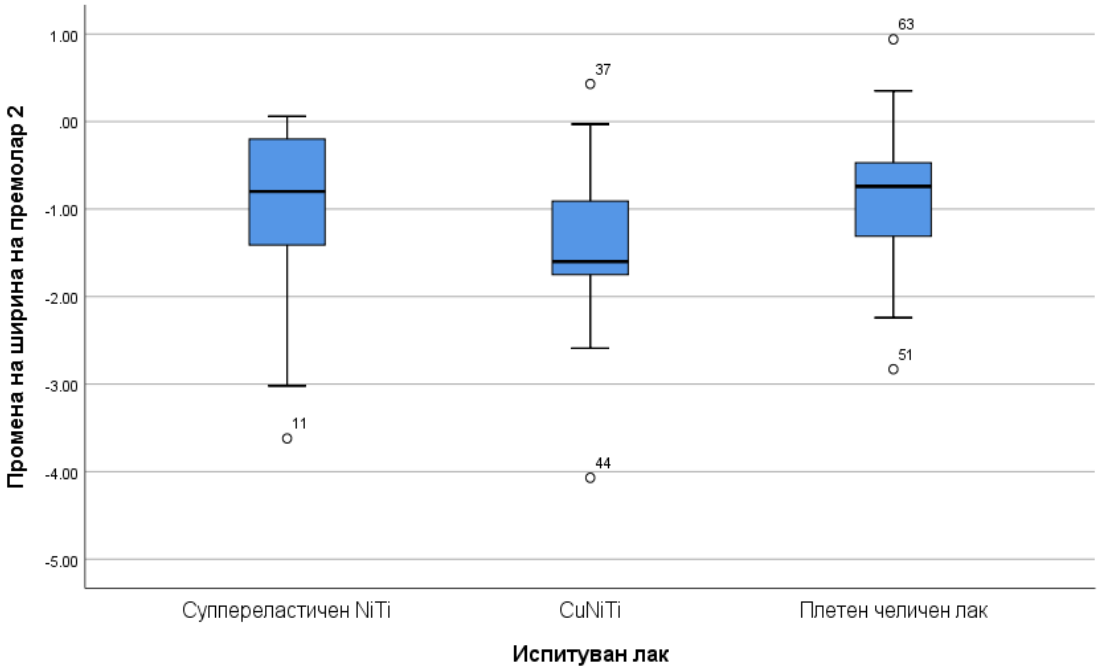
Графикон 9. Промени на интерканинска ширина според вид на лак

Потоа, најизразено зголемување на интерпремоларната ширината во ниво на првиот премолар има кај CuNiTi-лакот (M = -0,71 mm), што го прави најефикасен во оваа регија. Плетениот челичен лак (M = -0,47 mm) и супереластичниот NiTi (M = -0,40 mm) покажуваат послаб, но помеѓу нив сличен ефект. Варијабилноста на промените на овој параметар е слична кај сите видови лакови (SD = 0,82 mm, 0,91 mm и 0,77 mm, соодветно). Овие наоди ги потврдува графикон 10.



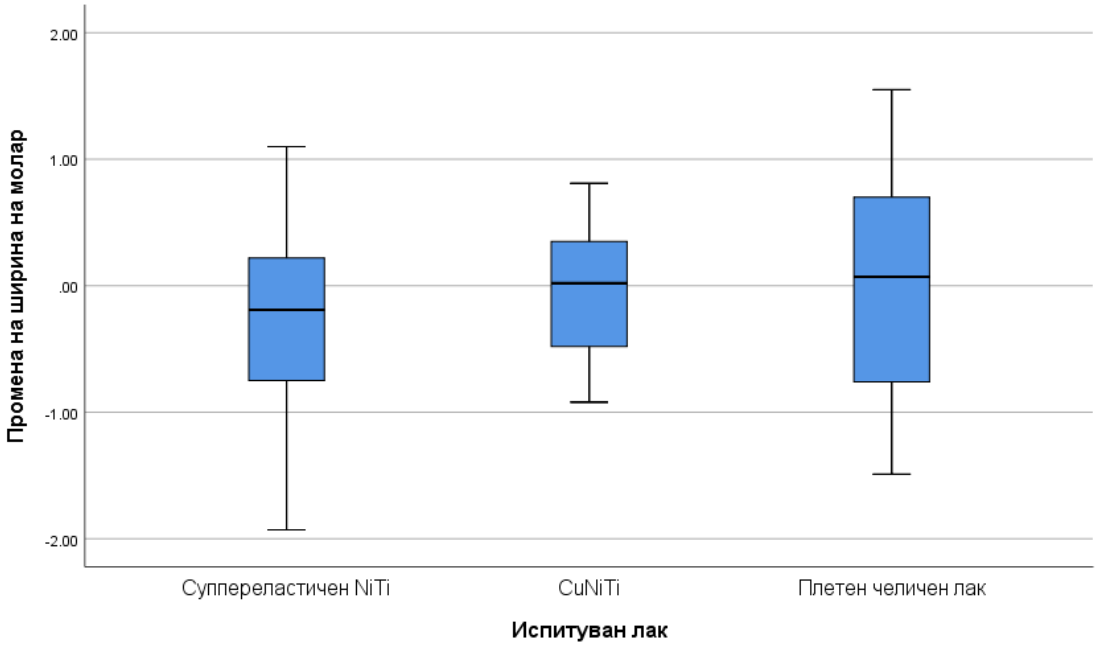
Графикон 10. Промена на интерпремоларна ширина во ниво на прв премоларспоред вид на лак

CuNiTi е најефикасен за проширување во задниот премоларен сегмент, односно во однос на промените на ширина на ниво на вториот премолар. Кај овој параметар се детектираат најголеми разлики, односно CuNiTi-лак има најсилен ефект (M = -1,42 mm), па следи супереластичен NiTi-лак (M = -0,98 mm), додека најмал ефект има плетениот челичен лак (M = -0,90 mm). И варијациите во промените кај различните видови лакови го следат истиот тренд, но се речиси исти (SD = 0,98, 0,95 и 0,82 mm). Најизразена минимална промена (дури и значи влошување на резултатот за 0,06 mm) има кај супереластичниот NiTi-лак, а максимално подобрување има кај CuNiTi-лак (-4,07 mm). Резултатите се очигледни и според графикон 11.



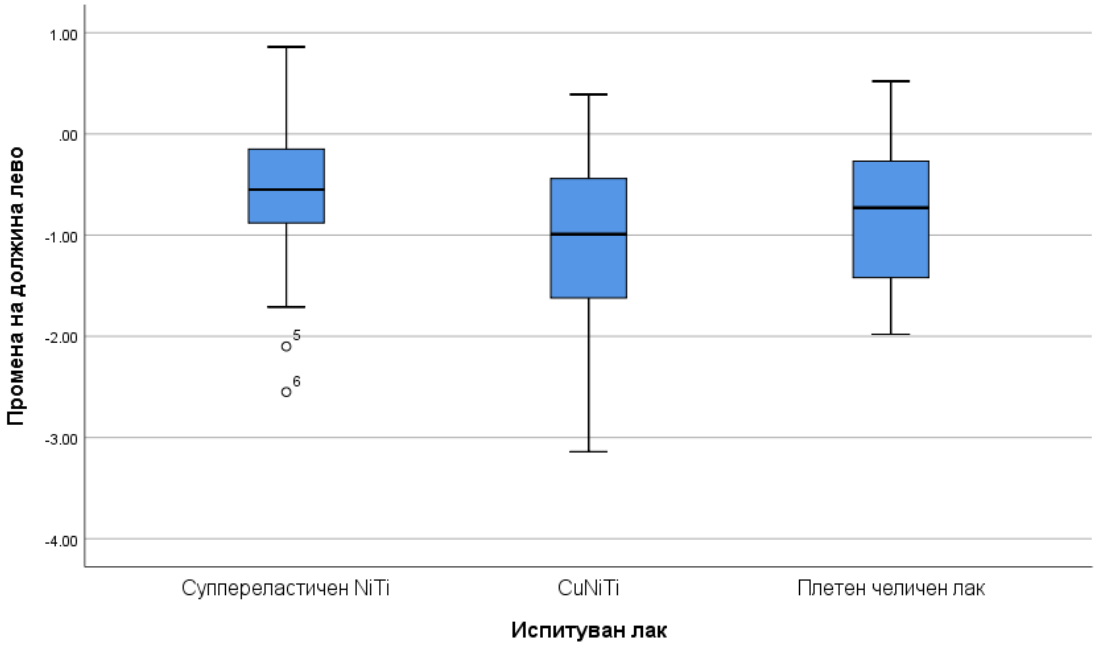
Графикон 11. Промена на интерпремоларна ширина во ниво на втор премолар според вид на лак

Кај интермоларната ширина, сите три лака покажуваат минимални промени (за супереластичен NiTi M = -0,31 mm, за CuNiTi M = -0,04 mm и за плетен челичен M = -0,01 mm), што укажува дека оваа регија останува релативно стабилна без значајни разлики меѓу групите. Ова е очекуван резултат, имајќи предвид дека моларите често служат како упориште во ортодонтскиот третман. Варијациите на моларните ширини се слични кај супереластичен NiTi и плетен челичен лак (SD = 0,80 mm и SD = 0,83 mm), додека кај испитаниците кај кои е аплициран CuNiTi-лакот резултатите се послични (SD = 0,52 mm). Резултатите се потврдуваат согласно графикон 12.

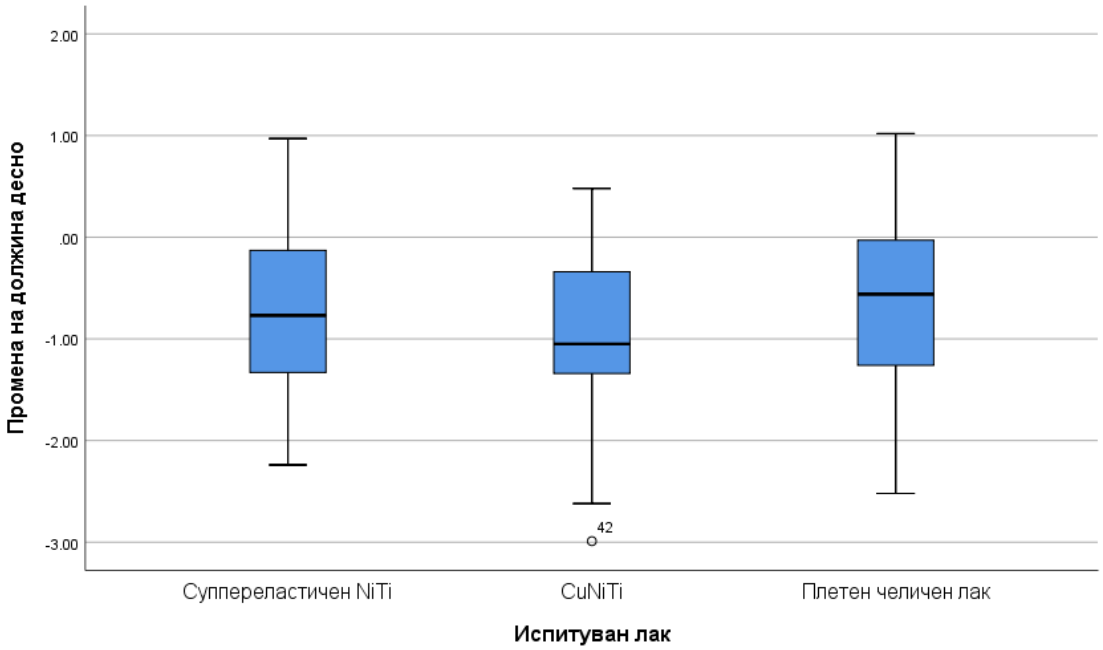


Графикон 12. Промена на интермоларна ширина според вид на лак

Анализата на должината на денталниот лак, и лево (графикон 13) и десно (графикон 14), покажува конзистентен тренд, односно CuNiTi-лакот предизвикува најголемо издолжување (M = -1,13 mm за лево и M = -1,00 mm за десно), додека плетениот челичен лак и супереластичниот NiTi имаат послаб ефект. Имено, должината на денталниот лак лево, просечно се зголемила за 0,76 mm кај плетениот лак, а за 0,60 mm кај супереластичниот NiTi-лак, додека должината на денталниот лак десно за 0,63 и 0,70, соодветно. Важно е да се нагласи дека симетричноста на промените на двете страни укажува на урамнотежено влијание на третманот, и поволен клинички исход.

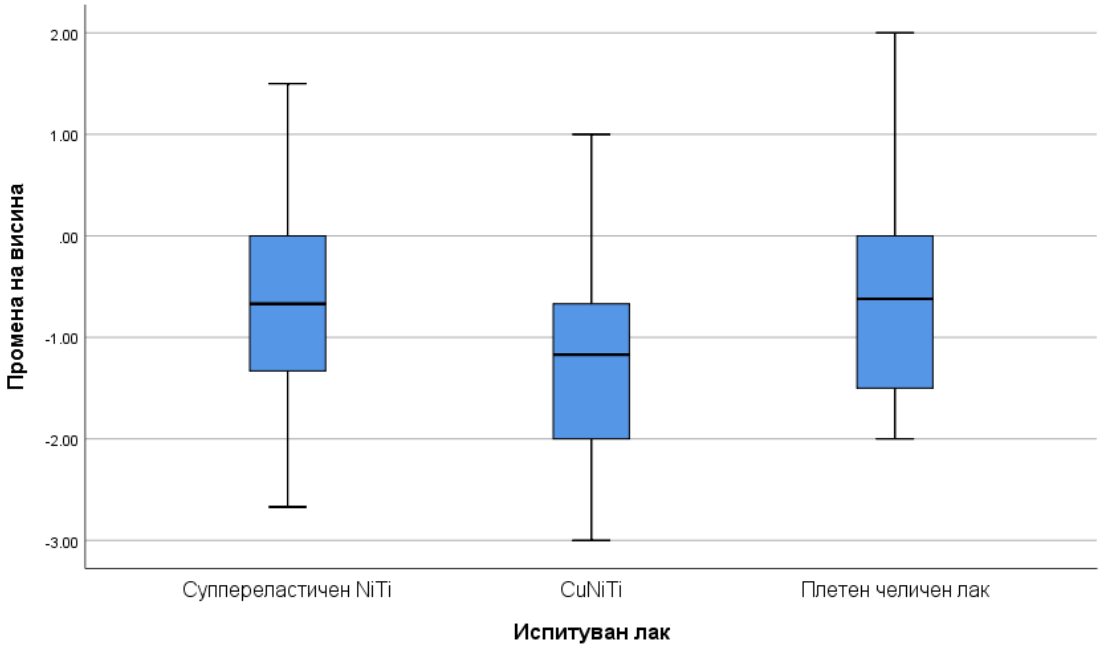


Графикон 13. Промена на должина лево според вид на лак



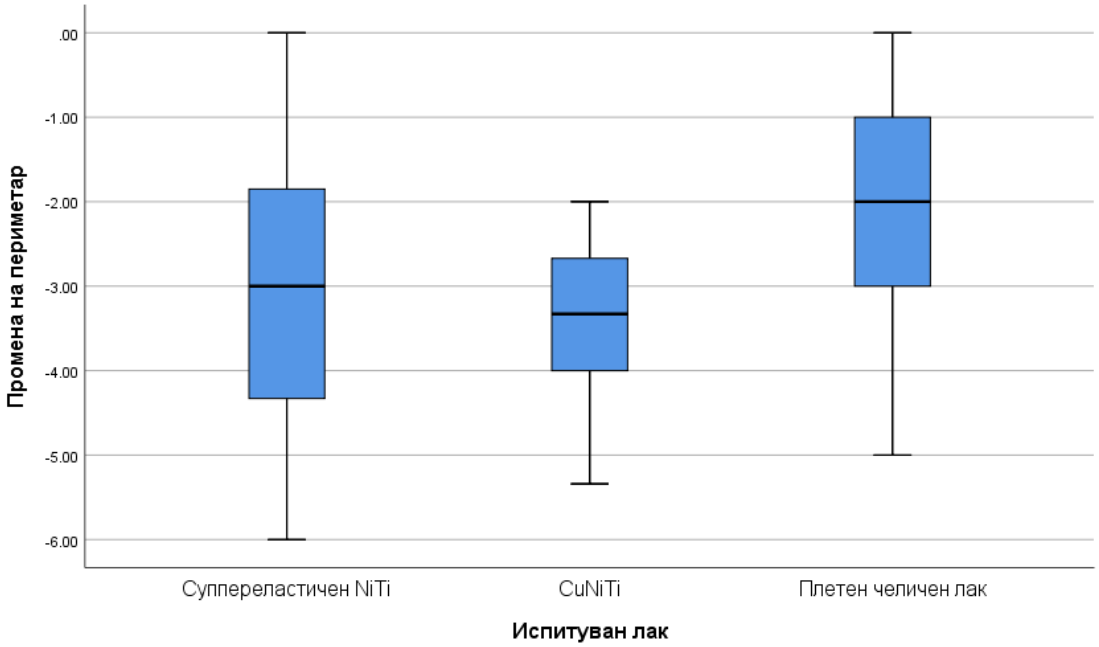
Графикон 14. Промена на должина десно според вид на лак

Во однос на вертикалната димензија, односно висината, повторно CuNiTi-лакот покажува најсилен ефект (M = -1,22 mm), додека останатите плетен челичен лак и супереластичен NiTi-лак имаат умерено и слично влијание (M = -0,71 mm и M = -0,67 mm, соодветно). Ова сугерира дека CuNiTi-лакот овозможува поизразени тродимензионални промени во денталниот лак. Промените се воочливи и на графикон 15.



Графикон 15. Промена на висина според вид на лак

Најзначајни разлики се забележуваат кај периметарот на лакот, кој претставува клучен индикатор за создавање простор. Повторно се истакнува CuNiTi-лакот со најдобри резултати. Имено, CuNiTi-лакот доведува до најголемо зголемување на периметарот (M = -3,30 mm), следен од супереластичниот NiTi-лак (M = -2,99 mm), додека плетениот челичен лак има најмал ефект (M = -2,07 mm). Варијациите во промените се најконзистентни кај CuNiTi-лакот (SD = 0,85 mm), додека кај плетениот челичен се поизразени (SD = 1,46 mm), а кај супереластичниот NiTi-лак се најизразени (SD = 1,71 mm). Ова укажува дека CuNiTi е најефикасен во создавање простор за нивелирање на забите, што е клучна цел во иницијалната фаза на ортодонтскиот третман. Сепак, треба да напоменеме дека кај испитаник со аплициран супереластичниот NiTi-лак е детектиран најголем напредок (6 mm), иако и кај другите лакови има слични исходи (5,34 mm кај CuNiTi лак и 5 mm кај плетен челичен лак). Различните промени може да ги забележиме и на графикон 16.



Графикон 16. Промена на периметар според вид на лак

Анализата на асиметријата покажува дека распределбите најчесто се благо асиметрични, без изразени отстапувања. Кај супереластичниот NiTi се забележува поизразена негативна асиметрија кај ширината на вториот премолар (Skewness = -1,238), што укажува на концентрација на вредности кон повисоки негативни промени. Кај CuNiTi-лакот и плетениот челичен лак, вредностите на Skewness се генерално блиску до нула, што укажува на приближно симетрични распределби.

Куртозата во најголем дел е негативна или блиска до нула, што укажува на платикуртични, односно порамни распределби со помалку екстремни промени кај трите вида на лакови. Сепак, кај одредени параметри, како што е ширината на вториот премолар кај супереластичниот NiTi-лак (Kurtosis = 1,379) и CuNiTi-лак (Kurtosis = 1,091), се забележува присуство на поекстремни вредности на ширината на вториот премолар кај некои испитаници.

Во однос на ефикасноста на лаковите споредбено со испитуваните ортодонтски параметри, може да ги рангираме лаковите на следниов начин:

Рангирање по ефикасност	**1**	**2**	**3**
Клиничка ефикасност	CuNiTi-лак	Суппереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак
Подобрување на интеркaнинската ширина	Суппереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак	CuNiTi-лак
Подобрување на ширината помеѓу први премолари	CuNiTi-лак	Плетен челичен лак	Суппереластичен NiTi-лак
Подобрување на ширината помеѓу втори премолари	CuNiTi	Суппереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак
Подобрување на ширината помеѓу молари	Суппереластичен NiTi-лак	CuNiTi-лак	Плетен челичен лак
Подобрување на должината на дентален лак лево	CuNiTi-лак	Плетен челичен лак	Суппереластичен NiTi-лак
Подобрување на должината на дентален лак десно	CuNiTi-лак	Суппереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак
Подобрување на висината на дентален лак	CuNiTi-лак	Плетен челичен лак	Суппереластичен NiTi-лак
Подобрување на периметарот на дентален лак	CuNiTi-лак	Суппереластичен NiTi-лак	Плетен челичен лак

Гледано според целосното однесување, можеме да заклучиме дека CuNiTi-лакот се издвојува како убедливо најефикасен лак во генерирање промени во мандибуларниот дентален лак кои одат во прилог на нивелирање на забите, во споредба со супереластичниот NiTi-лак за кои може да кажеме дека дава добри резултати, а особено во однос на плетениот челичен лак, кој даде најслаби резултати.

Иако разликите во резултатите се очигледни, сепак дополнително е потребно да се потврди нивната значајност, што е изведено со еднофакторска ANOVA-тестови, чии резултати се презентирани во следната табела 35.

Табела 35. Испитување на значајност на разликите во промените на другите параметри според видот на лаковите

ANOVA						
		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
Промена на интеркaнинска ширина	Помеѓу групите	3,094	2	1,547	1,857	0,163
	Во рамки на групите	59,960	72	0,833		
	Вкупно	63,053	74			
Промена на ширина помеѓу први премолари	Помеѓу групите	1,347	2	0,673	0,965	0,386
	Во рамки на групите	50,238	72	0,698		
	Вкупно	51,584	74			
Промена на ширина помеѓу втори премолари	Помеѓу групите	3,989	2	1,995	2,351	0,103
	Во рамки на групите	61,097	72	0,849		
	Вкупно	65,087	74			
Промена на ширина помеѓу молари	Помеѓу групите	1,373	2	0,686	1,292	0,281
	Во рамки на групите	38,240	72	0,531		
	Вкупно	39,612	74			
Промена на должина на дентален лак лево	Помеѓу групите	3,734	2	1,867	2,965	0,058
	Во рамки на групите	45,338	72	0,630		
	Вкупно	49,072	74			
Промена на должина на дентален лак десно	Помеѓу групите	1,866	2	0,933	1,220	0,301
	Во рамки на групите	55,040	72	0,764		
	Вкупно	56,906	74			

Промена на висина на дентален лак	Помеѓу групите	4,718	2	2,359	2,407	0,097
	Во рамки на групите	70,567	72	,980		
	Вкупно	75,285	74			
Промена на периметар на дентален лак	Помеѓу групите	20,380	2	10,190	5,306	0,007
	Во рамки на групите	138,266	72	1,920		
	Вкупно	158,645	74			

Кај промената на ширината на канините, разликите помеѓу трите групи не се статистички значајни (F = 1,857; p = 0,163). Сличен тренд се забележува и кај ширината на првиот премолар (F = 0,965; p = 0,386) и вториот премолар (F = 2,351; p = 0,103), каде што и покрај нешто повисока F-вредност кај вториот премолар, не е постигната статистичка значајност на разликите. Ова укажува дека разликите во проширувањето на премоларниот сегмент меѓу различните лакови не се доволно изразени за да се сметаат за значајни. Кај моларната ширина (F = 1,292; p = 0,281) и должината на лакот десно (F = 2,965; p = 0,301), резултатите исто така укажуваат на отсуство на значајни разлики, што дополнително ја потврдува стабилноста на овие параметри независно од типот на лакот. Во однос на должината на лакот лево (F = 2,965), резултатот е блиску до границата на статистичка значајност на ниво на доверба од 95 %, но може да се смета за значаен на ниво на доверба од 90 % (p = 0,058). Ова сугерира тенденција кон можен ефект на типот на лакот врз овој параметар. Слична гранична вредност се забележува и кај промената на висината (F = 2,407; p = 0,097). Иако постојат одредени варијации во средните вредности, тие не се доволно големи во однос на варијабилноста внатре во групите (Within Groups Среден квадрат), што значи дека типот на лакот нема суштинско влијание врз овие параметари.

Единствениот параметар каде што има статистички значајна разлика е периметарот на денталниот лак (F = 5,306; p = 0,007), што значи дека типот на лакот повлекува значајни разлики во промената на периметарот, односно врз создавањето на простор во денталниот лак.

Разликите дополнително се испитани со Tukey HSD Post Hoc тест, кои резултати се прикажани во следната табела 36.

Табела 36. Post Hoc испитување на разликите во промената на отродонтските параметри според видот на лаковите

Повеќекратни споредби							
Зависна варијабла	(I) Вид на лак	(J) Вид на лак	Просечна разлика (I-J)	Стандардна грешка	Sig.	95% Интервал на доверба	
						Долна граница	Горна граница
Промена на должина на дентален лак лево	Супереластичен NiTi-лак	CuNiTi-лак	.53440	.22444	.051	-.0027	1.0715
		Плетен челичен лак	.16800	.22444	.735	-.3691	.7051
	CuNiTi-лак	Супереластичен NiTi-лак	-.53440	.22444	.051	-1.0715	.0027
		Плетен челичен лак	-.36640	.22444	.239	-.9035	.1707
	Плетен челичен лак	Супереластичен NiTi-лак	-.16800	.22444	.735	-.7051	.3691
		CuNiTi-лак	.36640	.22444	.239	-.1707	.9035
Промена на периметар на дентален лак	Супереластичен NiTi-лак	CuNiTi-лак	.30680	.39195	.715	-.6312	1.2448
		Плетен челичен лак	-.92000	.39195	.056	-1.8580	.0180
	CuNiTi-лак	Супереластичен NiT- лак	-.30680	.39195	.715	-1.2448	.6312

		Плетен челичен лак	-1.22680*	.39195	.007	-2.1648	-.2888
	Плетен челичен лак	Суппереластичен NiTi-лак	.92000	.39195	.056	-.0180	1.8580
		CuNiTi-лак	1.22680*	.39195	.007	.2888	2.1648
Tukey HSD *. Средната разлика е статистички значајна на ниво на значајност од 0,05.							

Дополнителната анализа на промените на должината на левата страна според трите вида на испитувани лакови, забележуваме дека разликите помеѓу испитуваните лакови не достигнуваат статистичка значајност, освен разликата помеѓу супереластичниот NiTi-лак и CuNiTi-лакот, која се приближува до статистичка значајност на ниво од 95 %, но е статистички значајна на ниво од 90 % (p = 0,051). Супереластичниот NiTi-лак има малку поголемо зголемување на должината лево за разлика од CuNiTi-лакот.

Кај разликите во промената на периметарот на забниот лак поголемиот дел од споредбите не се статистички значајни, само разликата помеѓу плетениот челичен лак и CuNiTi-лакот е значајна, и покажува дека е постигнато значително поголемо зголемување на периметарот кај пациентите кај кои е аплициран CuNiTi во однос на оние со плетениот челичен лак (p = 0,007). Дополнително, разликата помеѓу супереластичниот NiTi и плетениот челичен лак е блиску до статистичка значајност на ниво од 95 %, а е статистички значајна на ниво од 90 % (p = 0,056), што значи дека супереластичниот NiTi-лак може да доведе до поголемо зголемување на периметарот на забниот лак во споредба со плетениот челичен лак.

Корелации помеѓу клиничката ефикасност и видот на лакот со промените на ортодонтските параметри

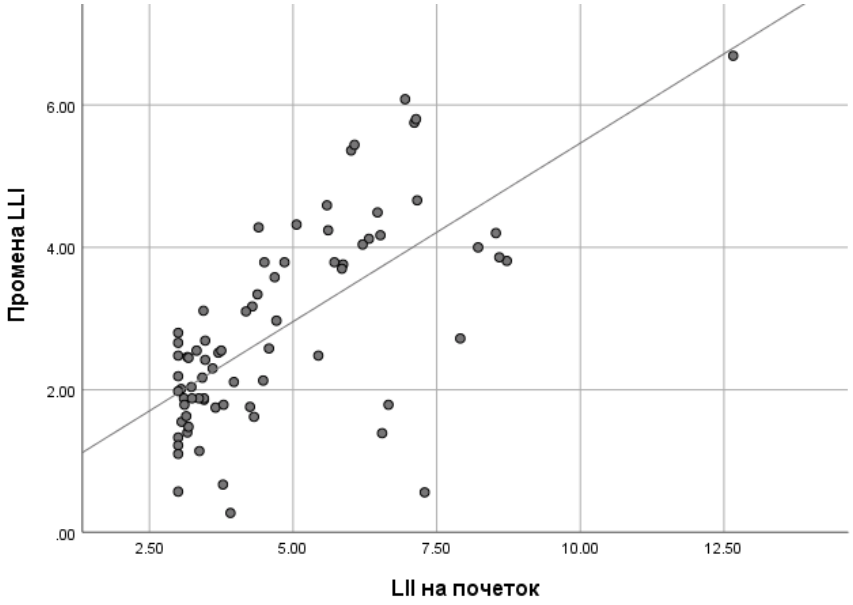
Понатаму е спроведена евалуација на врските помеѓу ефикасноста на третманот и ортодонтските параметри на забните лакови. Од витално значење е да се процени можноста за постоење на меѓусебни врски меѓу нив, и да се утврди како ортодонските параметри се поврзани со промената во LII. Резултатите се прикажани во табела 37.

Табела 37. Корелации помеѓу клиничката ефикасност и промените на ортодонтските параметри

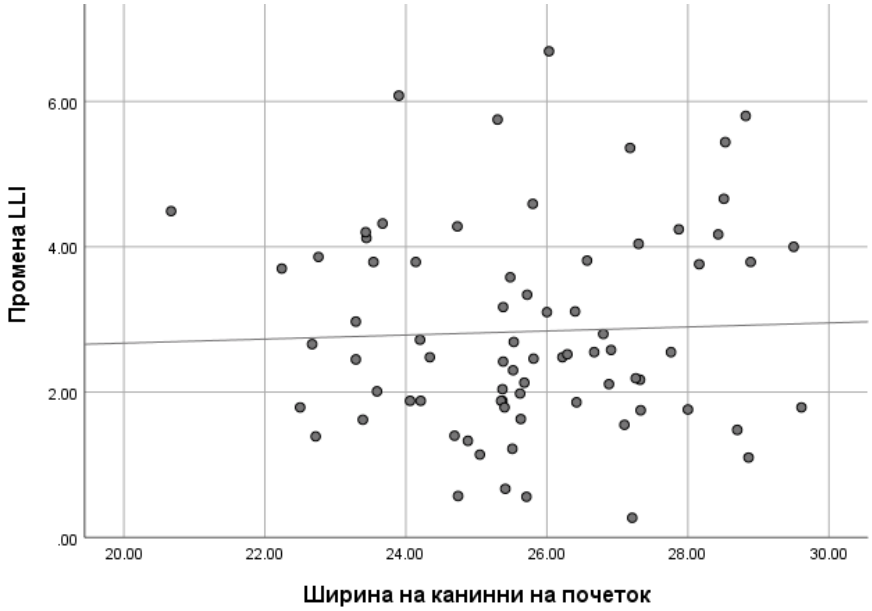
		Вид на лак	LII T0	Интеркаинска ширина T0	Ширина помеѓу први премолари T0	Ширина помеѓу втори премолари T0	Ширина помеѓу молари T0	Должина на дентален лак лево T0	Должина на дентален лак десно T0	Висина на дентален лак T0	Периметар на дентален лак T0
Промен на LII	r	-0,079	0,678***	0,038	-0,056	-0,072	-0,009	0,209*	0,163	0,316***	0,261**
	p	,0503	0,000	0,746	0,634	0,541	0,938	0,072	0,163	0,006	0,024
*. Корелацијата е значајна на ниво 0,10 при двонасочен тест. **. Корелацијата е значајна на ниво 0,05 при двонасочен тест. ***. Корелацијата е значајна на ниво 0,01 при двонасочен тест.											

Може да се забележи дека најизразена и статистички високо значајна позитивна корелација има помеѓу промената на LII (клиничката ефикасност) и LII на почеток на третманот (r = 0,678, p < 0,001). Исто така, постои умерена статистички значајна позитивна корелација со висината на лакот на почеток (r =

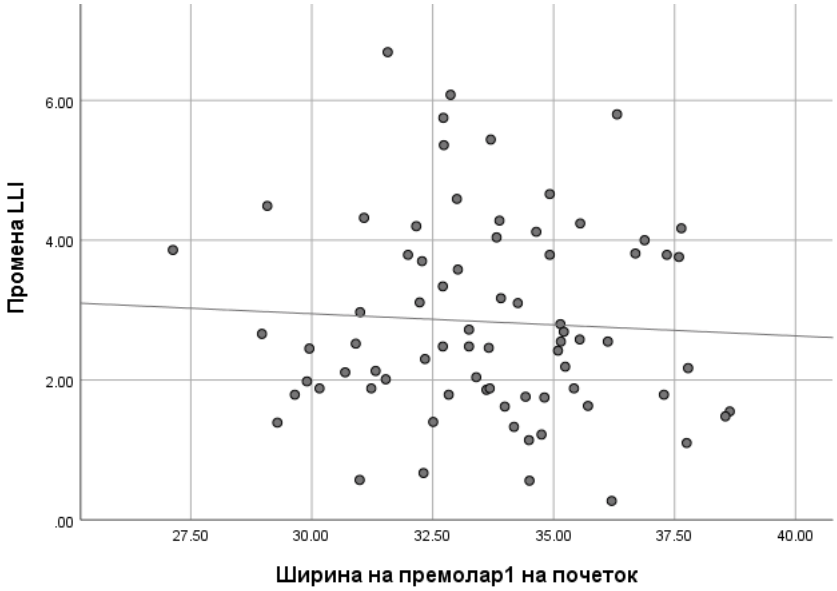
0,316, p = 0,006), како и со периметарот на лакот (r = 0,261, p = 0,024). На ниво на доверба од 90 % и врската помеѓу клиничката ефикасност и должината лево е значајна (r = 0,209, p = 0,072). Значи, поголемата почетна вредност на LII, на периметарот и на должината лево, се поврзани со поголема корекција на забите во текот на испитуваниот период. Овие почетни параметри на испитаникот имаат значајна улога за постигнување на подобар клинички исход. Останатите испитувани параметри не покажуваат статистички значајна поврзаност со клиничката ефикасност (p > 0,1). Резултатите се воочливи и од приказот на корелациите на следните графикони од 15 до 23.



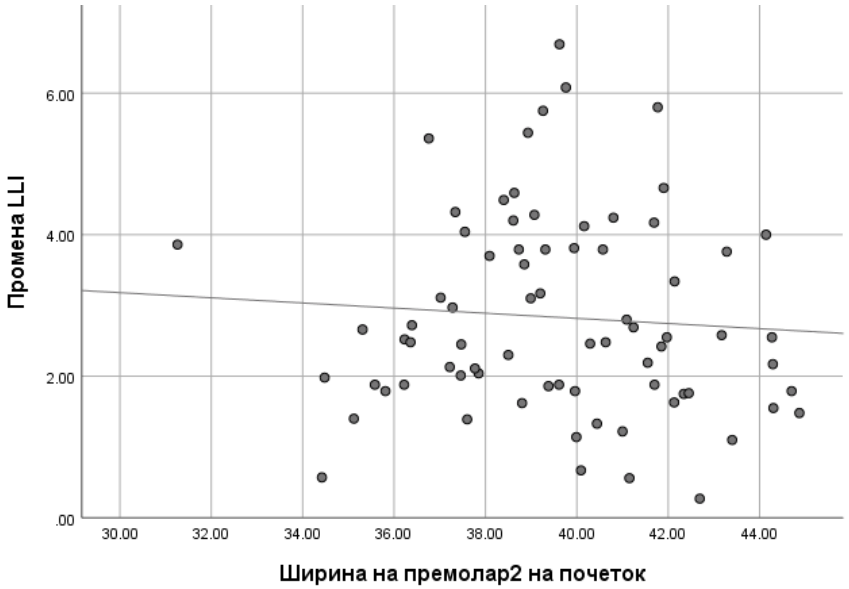
Графикон 17. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и почетната збиеност на забите



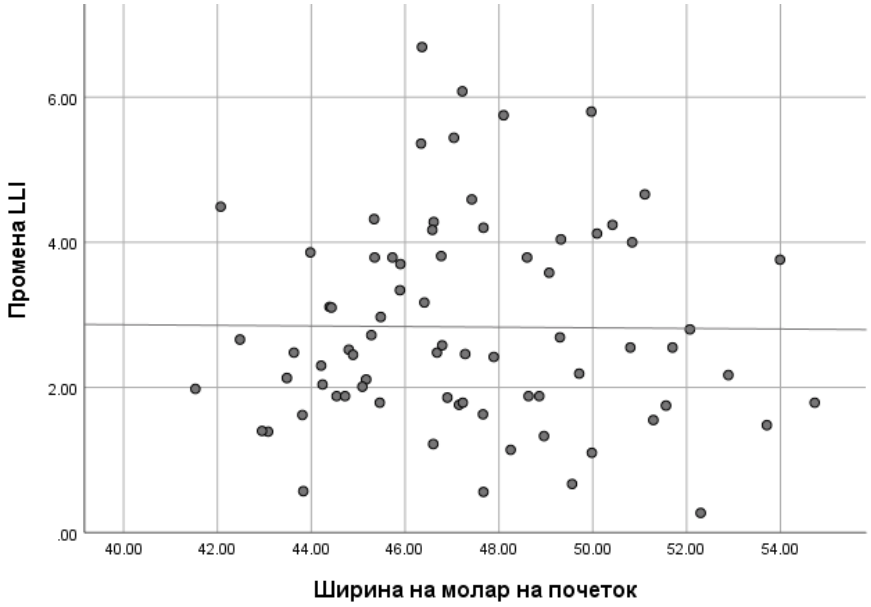
Графикон 18. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и интеркканинска ширина



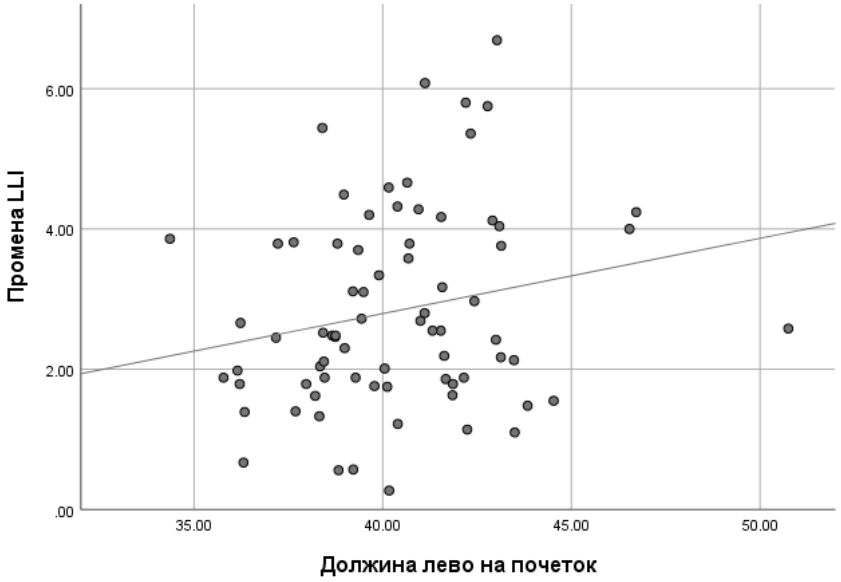
Графикон 19. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и ширина помеѓу први премолари (премолар 1)



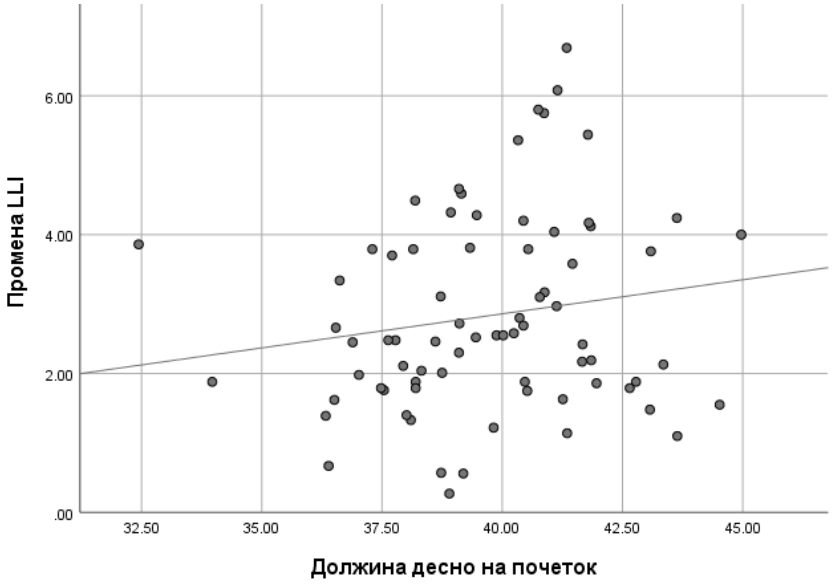
Графикон 20. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и ширина помеѓу вторите премолари (премолар 2)



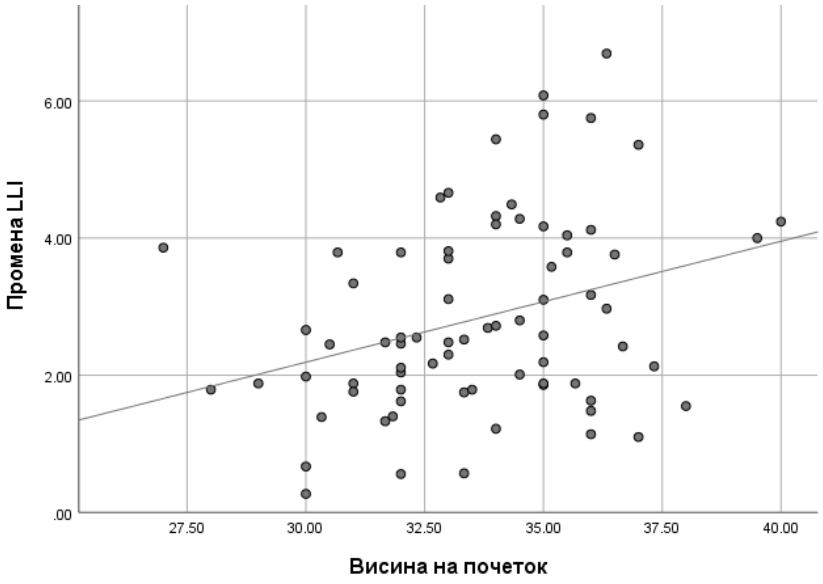
Графикон 21. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и ширина на молар



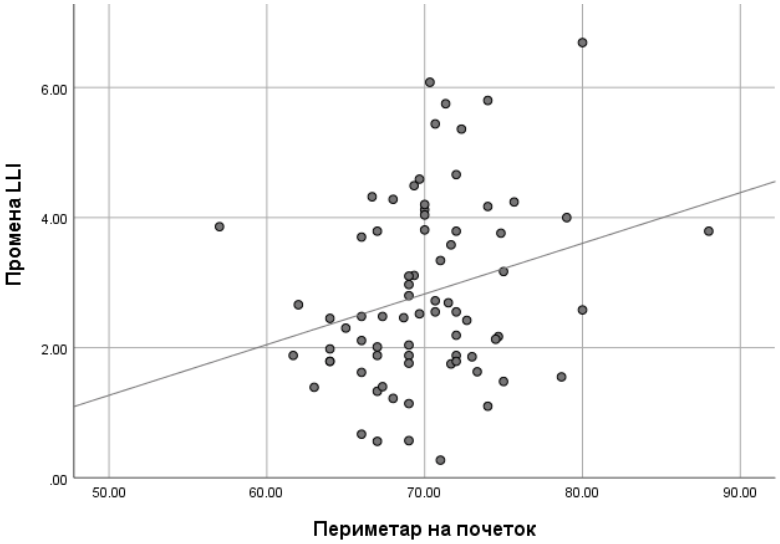
Графикон 22. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и должина на дентален лак лево



Графикон 23. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и должина на дентален лак десно



Графикон 24. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и висина на дентален лак



Графикон 25. Корелација помеѓу клиничката ефикасност и периметар на дентален лак

Потребно е дополнително да се утврди дали и во која мера промените на ортодонтските карактеристики на пациентите се меѓусебно поврзани, за да се види дали подобрувањето на една карактеристика е поврзано со промени кај другите карактеристики, односно дали постои синергетски ефект во процесот на ортодонтската третман. Следната табела 37 ги презентира овие резултати.

Табела 37. Корелации помеѓу видот на лакот и промените на испитуваните промени на ортодонтските параметри

		Промена на LII	Промена на интеркаинска ширина	Промена на ширина помеѓу први премолари	Промена на ширина помеѓу втори премолари	Промена на ширина помеѓу молари	Промена на должина на дентален лак лево	Промена на должина на дентален лак десно	Промена на висина на дентален лак	Промена на периметар на дентален лак
Вид на лак	r	-0,079	0,177	-0,032	0,033	0,168	-0,085	0,031	-0,020	0,258**
	p	0,503	0,129	0,785	0,777	0,149	0,470	0,791	0,868	0,025

**. Корелацијата е статистички значајна на ниво 0,05 при двонасочен тест.

Од прикажаните резултати може да се забележи дека најголемиот дел од корелациите се слаби и статистички незначајни, што укажува дека видот на лакот генерално нема силно влијание врз повеќето анализирани параметри. Единствен исклучок од оваа општа тенденција е периметарот на лакот, каде што се забележува слаба до умерена позитивна и статистички значајна корелација ($r = 0,258$; $p = 0,025$). Овој резултат укажува дека CuNiTi-лакот е повеќе асоциран со зголемување на периметарот во текот на третманот.

Предиктори на клиничка ефикасност и на останатите ортодонтските параметри

Во рамките на ова истражување, со користење на бинарни и мултипли линеарни регресии спроведена е анализа за идентификацијата на факторите кои влијаат врз клиничката ефикасност на ортодонтскиот третман, како и на факторите кои влијаат врз промените на останатите ортодонтски параметри, со цел да се утврди степенот на влијание и да се разберат механизмите кои ја детерминираат ефикасноста на третманот, и да се идентификуваат параметри кои имаат најголемо практично значење.

Табела 38 ги прикажува резултатите со кои се исшитуваат факторите кои влијаат врз клиничката ефикасноср, изразена преку промената на LII.

Табела 38. Фактори на влијание врз клиничката ефикасност

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константи)	-2,923	2,311		-1,265	0,211
Испитуван лак	-0,077	0,155	-0,045	-0,497	0,621
LII на почеток	0,642	0,101	0,868	6,338	0,000
Ширина помеѓу канини на почеток	0,164	0,094	0,224	1,742	0,086
Ширина помешу први премолари на почеток	-0,164	0,106	-0,290	-1,547	0,127
Ширина помеѓу втори премолари на почеток	-0,021	0,096	-0,042	-0,221	0,826
Ширина помеѓу молари на почеток	0,091	0,075	0,194	1,215	0,229
Должина лево на почеток	-0,073	0,094	-0,142	-0,772	0,443
Должина десно на почеток	-0,286	0,145	-0,475	-1,977	0,052
Висина на почеток	0,331	0,138	0,594	2,402	0,019
Периметар на почеток	0,076	0,043	0,255	1,787	0,079
a. Зависна варијабла: Промена на LII					

Забележуваме дека најсилен и значаен предиктор е иницијалната вредност на LII ($\beta = 0,868$; $p < 0,001$), што значи дека пациентите со поизразена неправилност постигнуваат поголеми позитивни промени по третман од 8 недели.

Висината на лакот на почеток исто така покажува статистички значајно позитивно влијание ($\beta = 0,594$; $p = 0,019$), што сугерира дека поголемата вертикална димензија повлекува подобра клиничка ефикасност.

Дополнително, уште некои ортодонтски параметри пред отпочнување на третманот покажуваат гранична статистичка значајност. Должината на десната страна на лакот има негативен ефект ($\beta = -0,475$; $p = 0,052$), додека ширината на канините ($\beta = 0,224$; $p = 0,086$) и периметарот ($\beta = 0,255$; $p = 0,079$) имаат позитивен ефект, што значи дека во 90 од 100 испитаници, кај оние со помала должината на лакот десно и кај оние со поголема ширината на канините може да се очекува силен позитивен ефект.

Видот на лакот не покажува значајно влијание врз клиничката ефикасност ($\beta = -0,045$; $p = 0,621$), што е во согласност со претходните анализи и укажува дека видот на лак не е клучен фактор за клиничката ефикасност.

Табела 39. Силина на факторите на влијание врз клиничката ефикасност

Резиме на регресискиот модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,782[a]	0,611	0,543	0,94690
a. Предиктори: (константи), Периметар Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интеркanинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0				

Од табела 39 може да се заклучи дека сите анализирани фактори како предиктори за поголема клиничка ефикасност имаат заедничко влијание врз клиничкиот исход со 61,1 % (R^2 = 0,611) и 61,1 % од варијацијата во клиничката ефикасност може да се објасни со вклучените почетни карактеристики на забниот лак. Вредноста на коефициентот на корелација (R = 0,782) укажува на силна поврзаност помеѓу предвидените и реално добиените вредности на клиничката ефикасност од 78,2 %, додека вредноста на приспособениот R^2 од 54,3 % (Коригиран R^2 = 0,543) посочува солидна објаснувачка способност на вака констуираниот предикторски модел и по корекција за бројот на променливи, што значи дека моделот не е преоптоварен со ирелевантни фактори.

Табела 40. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	88,720	11	8,065	8,995	0,000[b]
	Резидуал	56,487	63	0,897		
	Вкупно	145,207	74			
a. Зависна променлива: Промена на LII						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интеркanинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0						

Табела 40 ги прикажува резултатите од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на регресиониот модел, и покажува дека вака конструираниот модел (со вклучените предиктори) е статистички високо значаен (F = 8,995; p < 0,001) и вклучените фактори како целина имаат реално влијание врз клиничката ефикасност.

Во однос на посебното влијание на почетните параметри врз клиничката ефикасност, конструиран е друг регресионен модел, а резултатите се прикажани во следната табела 41.

Табела 41. Силина на влијанието на факторите врз клиничката ефикасност

Коефициент[a]						
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p	R^2
	B	Стандардна грешка	Beta			
Вид на лак	-0,134	0,199	-0,079	-0,673	0,503	0,006
LII Т0	0,501	0,064	0,678	7,873	0,000	0,459
Ширина помеѓу канини Т0	0,028	0,086	0,038	0,325	0,746	0,001
Ширина помеѓу први премолари Т0	-0,032	0,066	-0,056	-0,478	0,634	0,003

Ширина помеѓу втори премолари T0	-0,036	0,059	-0,072	-0,615	0,541	0,005
Ширина помеѓу молари T0	-0,004	0,055	-0,009	-0,077	0,938	0,000
Должина на дентален лак лево T0	0,107	0,059	0,209	1,828	0,072	0,044
Должина на дентален лак десно T0	0,098	0,070	0,163	1,410	0,163	0,027
Висина на дентален лак T0	0,176	0,062	0,316	2,846	0,006	0,100
Периметар на дентален лак T0	0,078	0,034	0,261	2,313	0,024	0,068
a. Зависна променлива: Промена на LII						

Почетната вредност на LII се издвојува како најсилен предиктор на клиничката ефикасност (β = 0,678; p < 0,001), со најголем индивидуален придонес во објаснувањето на варијансата на ефикасноста од 45,9 % (R^2 = 0,459), што значи дека скоро половина од варијацијата во промената на LII може да се објасни со почетната неправилност на забниот лак.

Статистички значајни фактори се и висината на лакот (β = 0,316; p = 0,006) и периметарот (β = 0,261; p = 0,024) со учество во варијансата на ефикасноста од 10 % (R^2 = 0,100) и 6,8 % (R^2 = 0,068), соодветно. Овие резултати укажуваат дека поголемите вертикални и просторни димензии на забниот лак придонесуваат за поголема клиничка ефикасност.

Должинските параметри покажуваат умерено, но статистички непотврдено влијание на ниво на доверба од 95 %, но на ниво на доверба од 90 % може да се сметаат за фактори со значајно влијание врз клиничката ефкасност на ортодонтскиот третман. Должината на левата страна има гранична значајност (β = 0,209; p = 0,072), додека должината на десната страна не достигнува статистичка значајност (p = 0,163), иако и двете покажуваат позитивен тренд. Нивниот придонес во објаснувањето на варијансата на ефикасноста е релативно мал и изнесува 4,4 % и 2,7 %, соодветно.

Во однос на видот на лакот, не се детектира статистички значајно влијание (β = -0,079; p = 0,503; R^2 = 0,006), што повторно ја потврдува конзистентноста со претходните анализи дека изборот на лак не е клучен фактор за клиничката ефикасност. Исто така, ширините на канините, премоларите и моларите имаат минимално и статистички незначајно влијание, со речиси занемарлив придонес во објаснувањето на варијансата на ефикасноста (0,1 %, 0,3 %, 0,5 %, 0 %, соодветно).

Во продолжение се фокусираме на испитување фактори за подобри промени на сите ортодонтски параметри. Табела 42 ги прикажува резултатите од мултиваријантната регресиона анализа со која се испитуваат факторите што влијаат врз ефикасноста на третманот во однос на промената на интерканинската ширина

Табела 42. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на ширината на канини

Коефициент[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	-0,327	1,945		-0,168	0,867
Испитуван лак	0,064	0,130	0,057	0,494	0,623
LII T0	-0,190	0,085	-0,389	-2,226	0,030
Интерканинска ширина T0	0,308	0,079	0,638	3,888	0,000

Ширина помеѓу први премолари Т0	-0,093	0,089	-0,250	-1,045	0,300
Ширина помеѓу втори премолари Т0	-0,119	0,081	-0,356	-1,465	0,148
Ширина помеѓу молари Т0	0,015	0,063	0,049	0,241	0,810
Должина на дентален лак лево Т0	-0,018	0,079	-0,054	-0,230	0,819
Должина на дентален лак десно Т0	-0,007	0,122	-0,018	-0,059	0,953
Висина на дентален лак Т0	-0,054	0,116	-0,146	-0,462	0,646
Периметар на дентален лак Т0	0,033	0,036	0,170	0,932	0,355
а. Зависна променлива: Промена на интеркanинска ширина					

Се издвојуваат два значајни предиктора за промената на ширината на канините. Најсилно влијание има почетната ширина на канините ($\beta = 0,638$; $p < 0,001$), која покажува силно позитивно влијание врз промената на ширината по 8 недели, што значи дека поголемата почетна ширина на канините придонесува за поголеми подобрувања во текот на третманот.

И почетната вредност на LII се јавува како значаен предиктор со негативно влијание ($\beta = -0,389$; $p = 0,030$), што укажува дека поголемата иницијална неправилност резултира со помала промена на ширината на канините, што значи дека кај пациентите со изразена неправилност на забниот лак, ортодонтскиот третман повеќе ќе тежнее кон корекција на позицијата на забите, отколку кон проширување на лакот.

Останатите испитувани параметри во улога на фактори не покажуваат статистички значајно влијание врз промената на канините ($p > 0,05$), што укажува дека изборот на лак, почетната збиеност, ширините на премоларите и моларите, како и должинските параметри (и лево и десно), висината и периметарот на лакот имаат слаб ефект врз промената на ширината на канините.

Табела 43. Силина на факторите на влијание врз промената на ширината на канини

Резиме на регресискиот модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,605[a]	0,366	0,255	0,79682
а. Предиктори: (константа) Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интеркanинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0.				

Во поглед на силината на заедничкото влијание на предикторите врз ширината на канините, се открива влијание од 36,6 % ($R^2 = 0,366$). Вредноста на коефициентот на корелација ($R = 0,605$) укажува на умерено силна поврзаност помеѓу предвидените и реалните вредности на промената на ширината на канините, додека приспособениот R^2 (Коригиран $R^2 = 0,255$) дополнително ја намалува објаснетата варијација за промената на канините на 25,5 %, со предвид на бројот на вклучени променливи, што значи дека дел од предикторите имаат ограничен придонес во моделот и нивното вклучување не ја зголемува предиктивната вредност, што сугерира дека може да влијаат и други фактори кои не се вклучени во анализата.

Табела 44. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	23,053	11	2,096	3,301	0,001[b]
	Резидуал	40,000	63	0,635		
	Вкупно	63,053	74			
a. Зависна променлива: Промена интерканинска ширина						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интерканинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0						

Сепак, како што е видливо од резултатите од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на регресиониот модел, прикажани во табела 44, вака конструираниот модел е статистички значаен и вклучените фактори како целина имаат реално влијание врз промените на канините (F= 3,301; p = 0,001).

Табела 45 ги прикажува резултатите од мултиваријантната регресиона анализа за утврдување на факторите кои влијаат врз ефикасноста на третманот во однос на промената на ширината на првиот премолар.

Табела 45. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на ширината помеѓу првите премолари

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	-0,143	1,945		-0,074	0,942
Испитуван лак	0,022	0,130	0,022	0,172	0,864
LII Т0	-0,173	0,085	-0,393	-2,034	0,046
Интерканинска ширина Т0	-0,192	0,079	-0,440	-2,425	0,018
Ширина помеѓу први премолари Т0	0,297	0,089	0,879	3,321	0,001
Ширина помеѓу втори премолари Т0	-0,102	0,081	-0,337	-1,254	0,214
Ширина помеѓу молари Т0	0,000	0,063	0,002	0,008	0,994
Должина на дентален лак лево Т0	0,010	0,079	0,033	0,128	0,899
Должина на дентален лак десно Т0	-0,015	0,122	-0,041	-0,122	0,904
Висина на дентален лак Т0	0,016	0,116	0,049	0,141	0,888
Периметар на дентален лак Т0	-0,026	0,036	-0,147	-0,730	0,468
a. Зависна променлива: Промена помеѓу ширината на први премолари					

Се откриваат неколку статистички значајни предиктори за зголемуваење на ширината на првиот премолар. Најсилен позитивен ефект има почетната ширина на првиот премолар (β = 0,879; p = 0,001), што значи дека поголемата почетна ширина на првиот премолар влијае врз поголемо зголемување во текот на третманот.

И ширината на канините пред третманот покажува статистички значајно, но негативно влијание (β = -0,440; p = 0,018), што посочува дека поголемата почетна ширина на канините е поврзана со помало зголемување на регијата на првиот премолар.

Исто така, почетната вредност на LII има значајно негативно влијание (β = -0,393; p = 0,046), од што може да се заклучи дека поголемата иницијална неправилност резултира со помало зголемување на првиот премолар.

Останатите параметри, вклучително и видот на лакот, ширините на вториот премолар и моларите, должинските димензии, висината и периметарот, не покажуваат статистички значајно влијание (p > 0,05).

Табела 46. Силина на факторите на влијание врз промената на ширината помеѓу првите премолари

Резиме на регресионен модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,474[a]	0,225	0,089	0,79671
a. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интеркanинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0				

Коефициентот на детерминација покажува дека само 22,5 % од вкупната варијација во промената на ширината на првиот премолар може да се објасни со вклучените параметри како предиктори (R^2 = 0,225). Вака конструираниот модел има слаба објаснувачка моќ и поголем дел од варијацијата на промените на ширината на првиот премолар е резултат на други фактори кои не се опфатени со анализата. Од вредноста на коефициентот на корелација (R = 0,474) откриваме слаба поврзаност помеѓу предвидените и реалните вредности на промената на ширината на првиот премолар, што може да се толкува дека моделот има ограничена способност за предвидување, односно дека влијанието на вклучените ортодонтски параметри како фактори на влијание не е изразено. Вредноста на приспособениот R^2 е ниска (Коригиран R^2 = 0,089), што укажува дека по корекцијата за бројот на променливи, моделот објаснува само 8,9 % од варијацијата на промената на ширината на првиот премолар, што укажува дека дел од вклучените предиктори имаат огранично или занемарлво влијание и дека можеби треба да се вклучат во анализата и дополнителни фактори.

Табела 47. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	11,596	11	1,054	1,661	0,104[b]
	Резидуал	39,989	63	0,635		
	Вкупно	51,584	74			
a. Зависна променлива: Промена на ширина помеѓу први премолари						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интеркanинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0						

Од табела 47 кој ги прикажува резултатите од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на регресиониот модел, и покажува дека вака конструираниот модел е статистички незначаен (p = 0,104) и вклучените фактори како целина немаат значајно влијание врз зголемување на ширината на првиот премолар.

Во табелата 48, која следува, се презентирани резултатите од мултиваријантната регресиона анализа за издвојување фактори што влијаат врз

промената на ширината помеѓу вторите премолари.

Табела 48. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на ширината помеѓу вторите премолари

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константи)	-1,222	2,151		-0,568	0,572
Испитуван лак	0,039	0,144	0,034	0,271	0,788
LII T0	-0,132	0,094	-0,267	-1,402	0,166
Интерканинска ширина T0	-0,049	0,088	-0,100	-0,561	0,577
Ширина помеѓу први премолари T0	-0,130	0,099	-0,342	-1,313	0,194
Ширина помеѓу втори премолари T0	0,311	0,090	0,917	3,463	0,001
Ширина помеѓу молари T0	-0,135	0,070	-0,430	-1,936	0,057
Должина на дентален лак лево T0	-0,038	0,088	-0,112	-0,437	0,663
Должина на дентален лак десно T0	0,117	0,135	0,291	0,869	0,388
Висина на дентален лак T0	-0,065	0,128	-0,174	-0,506	0,615
Периметар на дентален лак T0	-0,023	0,040	-0,113	-0,569	0,572
a. Зависна променлива: Промена во ширина помеѓу втори премолари					

Резултатите покажуваат дека има два статистички значајни предиктора за подобрување на ширината на ширината на вториот премолар. Најсилно е влијанието на иницијалната ширина овој премолар ($\beta = 0,917$; $p = 0,001$), што значи дека постои позитивна влијание врз промената и колку е поголемата почетна ширина на вториот премолар толку е поизразено негово поголемо зголемување по 8-неделен тртман, со што се издвојува како клучен параметар во предвидувањето на исходот во оваа забна регија.

Дополнително, дел од испитуваните фактори покажуваат гранични влијанија. Ширината на моларите пред третманот покажува гранична статистичка значајност, односно значајност на ниво од 90 % ($\beta = -0,430$; $p = 0,057$), а негативниот тренд покажува дека постои можно ограничување на проширувањето во овој забен сегмент.

Останатите анализирани параметри, како вид на лакот, ширина на канини и на прв премолар, должинските димензии, висината и периметарот на забниот лак, не влијаат статистички значајно врз промената на ширината на вториот премолар ($p > 0,05$).

Табела 49. Силина на факторите на влијание врз промената на ширината помеѓу вторите премолари

Резиме на регресиониот модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,498[a]	0,248	0,117	0,88146
a. Предиктори: (константи), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0				

Табела 49 ги содржи коефициентите на влијанието на факторите врз објаснувачкиот потенцијал на моделот. Врз основа на вредноста на коефициентот на детерминација, се наведува дека 24,8 % од варијансата во промените во ширината на вториот премолар може да се предвиди со овој модел ($R^2 = 0,248$), па затоа, поголемиот дел од варијансата не е опфатена, а нејзината појава може да се припише на други причини. Коефициентот на корелација ($R = 0,498$) покажува релативно слаба врска помеѓу предикативните вредности и реалните промени во ширината на вториот премолар. Вредноста на присособениот R^2 ја намалува објаснетата варијанса на 11,7 % (Прилагоден $R^2 = 0,117$), и оттука може да се заклучи дека објаснетата варијанса значително се намалува кога моделот се коригира за бројот на променливи. Како резултат на тоа, предикативната способност на вака конструираниот модел е релативно ниска, односно постои само делумна кореспонденција помеѓу факторите и реалните промени.

Табела 50. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	16,137	11	1,467	1,888	0,058[b]
	Резисдуал	48,950	63	0,777		
	Вкупно	65,087	74			
a. Зависна променлива: Промена во ширината помеѓу втори премолари						
b. Предиктори: (константи), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0						

Од резултатите во табела 50 добиени согласно ANOVA-анализата со која се испитува вкупната статистичка значајност на моделот на фактори на влијание врз промената на ширината на вториот премолар забележуваме дека вака конструираниот предикторски модел има гранична значајност ($p = 0,058$).

Понатаму, анализата продолжува со предвидување на исходот во поглед на промената на ширината на моларите. Резултатите се дадени во табела 51.

Табела 51. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на ширината помеѓу моларите

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	0,892	1,749		0,510	0,612
Испитуван лак	0,159	0,117	0,178	1,358	0,179
LII T0	-0,122	0,077	-0,315	-1,587	0,118
Интерканинска пирина T0	-0,065	0,071	-0,169	-0,907	0,368
Ширина помеѓу први премолари T0	0,072	0,080	0,244	0,898	0,372
Ширина помеѓу втори премолари T0	-0,161	0,073	-0,608	-2,202	0,031
Ширина помеѓу молари на почеток	0,070	0,057	0,285	1,232	0,223
Должина на дентален лак лево T0	0,057	0,071	0,212	0,796	0,429

Должина на дентален лак десно T0	0,077	0,110	0,243	0,698	0,488
Висина на дентален лак T0	-0,099	0,104	-0,340	-0,948	0,347
Периметар на дентален лак T0	-0,009	0,032	-0,056	-0,270	0,788
a. Зависна променлива: Промена во ширината помеѓу моларите					

Од резултатите прикажани погоре се забележува дека има еден статистички значаен предиктор за зголемување на ширината на моларите, а тоа е почетната ширина на вториот премолар (β = -0,608; p = 0,031), која покажува изразено негативно влијание врз промената на ширината на моларите, што значи дека поголемата ширина во регијата на вториот премолар пред третман резултира со помало зголемување, па дури и можно е дополнително намалување на ширината на моларите.

Останатите анализирани фактори немаат статистички значајно влијание, не се значајни предиктори и немаат суштинска улога во одредувањето на промените во моларната регија (p > 0,05).

Табела 52. Силина на факторите на влијание врз промената на ширината на молар

Резиме на регресионен модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,428[a]	0,184	0,041	0,71647
a. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0				

Од табела 52 која ги презентира параметрите поврзани со здружената објаснувачката моќ на предикторите за промената на ширината на моларите, се забележува дека само 18,4 % од варијацијата во промената на ширината на моларите може да се објасни со вклучените предиктори (R^2 = 0,184). Коефициентот на корелација (R = 0,428) укажува на умерен ефект помеѓу предвидените и реалните вредности, и ограничувачка способност на предикторите преку кои треба да се предвиди промената на ширината на моларите. Од вредноста на приспособениот R^2 (Коригиран R^2 = 0,041) заклучуваме дека објаснетата варијација дополнително се намалува на 4,1 %, што јасно укажува дека по корекција за бројот на променливи, моделот има многу ограничена практичност.

Табела 53. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	7,272	11	0,661	1,288	0,252[b]
	Ресидуал	32,340	63	0,513		
	Вкупно	39,612	74			
a. Зависна променлива: Промена во ширината помеѓу моларите						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0 Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0						

Дополнително, од резултатите од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на регресониот модел, прикажани во табела 53, може да се заклучи дека вака конструираниот модел не е статистички значаен (p = 0,252) и

затоа е потребно да се вклучат дополнителни фактори кога се предвидува промената на ширината на моларите кај пациентите.

Во следната табела 54 се презентирани резултатите од мултиваријантната регресиона анализа со која се испитуваат факторите што влијаат врз промената на должината на левата страна од забниот лак.

Табела 54. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на должина лево

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	-1,093	1,924		-0,568	0,572
Испитуван лак	-0,121	0,129	-0,122	-0,941	0,350
LII T0	-0,154	0,084	-0,359	-1,831	0,072
Интеркanинска ширина T0	-0,047	0,078	-0,112	-0,606	0,546
Ширина помеѓу први премолари T0	0,103	0,088	0,314	1,168	0,247
Ширина помеѓу втори премолари T0	-0,003	0,080	-0,010	-0,036	0,972
Ширина помеѓу молари T0	-0,117	0,062	-0,431	-1,885	0,064
Должина на дентален лак лево T0	0,173	0,079	0,580	2,201	0,031
Должина на дентален лак десно T0	0,201	0,121	0,574	1,667	0,100
Висина на дентален лак T0	-0,170	0,115	-0,525	-1,482	0,143
Периметар на дентален лак T0	-0,077	0,035	-0,445	-2,177	0,033
a. Зависна променлива: Промена на должина на дентален лак лево					

Се издвојуваат два статистички значајни предиктора, а тоа се должина на левата страна и периметарот на забниот лак пред почетокот на третманот. Почетната должина на лево има значајно позитивен ефект ($\beta = 0,580$; $p = 0,031$), што укажува дека поголемата почетна должина придонесува за поголема проширување во текот на третманот.

Почетниот периметарот на забниот лак на почеток има статистички значајно негативно влијание ($\beta = -0,445$; $p = 0,033$), односно поголем периметар на почетокот придонесува за помало зголемување на должината на левата страна, па дури и намалување.

Дополнително од резултатите се гледа дека неколку фактори имаат гранично статистичко значајно влијание врз промената на должина лево. Почетната вредност на LII ($\beta = -0,359$; $p = 0,072$) и ширината на моларите ($\beta = -0,431$; $p = 0,064$) укажуваат на можен позитивен ефект.

Останатите параметри имаат слаби ефекти без статистички значајно влијание врз промената на должината на левата страна на забниот лак ($p > 0,05$).

Табела 55. Силина на факторите на влијание врз промената на должина лево

Резиме на регресионен модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,450[a]	0,202	0,063	0,78828
a. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интерканинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0				

Од табела 55, која ги прикажува резултатите од ANOVA за испитување на заедничката предикторска сила на анализираните параметри, забележуваме дека влијанието на сите анализирани фактори како предиктори за поголема промената на должина лево немаат статистичко заедничко, односно нивното влијание е 20,2 % (R^2 = 0,202). Од вредноста на коефициентот на корелација (R = 0,450) заклучуваме дека постои умерена поврзаност помеѓу предвидените и реално добиените вредности на клиничката ефикасност од 45 %, додека вредноста на приспособениот R^2 од 6,3 % (Коригиран R^2 = 0,063) посочува многу слаба објаснувачка способност на вака констуираниот предикторски модел и по корекција за бројот на променливи, што значи дека моделот треба да се надополни со други фактори.

Табела 56. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	9,924	11	0,902	1,452	0,173[b]
	Резидуал	39,147	63	0,621		
	Вкупно	49,072	74			
a. Зависна променлива: Промена на должината на денталниот лак лево						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интерканинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0						

И од резултатите од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на регресиониот модел, прикажани во табела 56, го констатираме истото, дека вака конструираниот модел не е статистички значаен и не е доволно добар за предвидување на промените на должината лево (p = 0,173).

Резултатите од мултиваријантната регресиона анализа насочена кон утврдување на факторите што влијаат врз промената на должината на десната страна од забниот лак се прикажани во следната табела 57.

Табела 57. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на должина десно

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	-1,949	1,956		-0,996	0,323
Испитуван лак	0,044	0,131	0,042	0,339	0,736
LII Т0	-0,191	0,086	-0,413	-2,230	0,029
Интерканинска ширина Т0	-0,082	0,080	-0,178	-1,026	0,309

Ширина помеѓу први премолари Т0	0,082	0,090	0,231	0,913	0,365
Ширина помеѓу втори премолари Т0	-0,013	0,082	-0,040	-0,155	0,878
Ширина помеѓу молари Т0	-0,131	0,063	-0,449	-2,078	0,042
Должина на дентален лак лево Т0	0,061	0,080	0,189	0,758	0,451
Должина на дентален лак десно Т0	0,484	0,123	1,282	3,945	0,000
Висина на дентален лак Т0	-0,339	0,117	-0,969	-2,899	0,005
Периметар на дентален лак Т0	-0,043	0,036	-0,228	-1,182	0,242
a. Dependent Variable: Промена на должина десно					

Се забележува дека има неколку статистички значајни фактори за предвидување на изволжувањето на десната страна од забниот лак. Најсилен предиктор е почетната должина на десната страна ($\beta = 1,282$; $p < 0,001$), која покажува изразена позитивна поврзаност со промената, што значи дека колку е поголема почетна должина толку поголемо издолжување може да се очекува со третманот.

И висината на забниот лак на почеток се покажа како значаен предиктор за исходот во однос на ово параметар. Имено, иницијалната висина на лакот има значајно негативно влијание ($\beta = -0,969$; $p = 0,005$), што сугерира дека колку е поголема висината толку ќе е помало издолжувањето на лакот десно и обратно, со што се потенцира комплексната интеракција помеѓу вертикалните и сагиталните димензии на забниот лак.

Дополнително, и почетната вредност на LII е статистички значаен предиктор со негативно влијание ($\beta = -0,413$; $p = 0,029$) врз издолжувањето на забниот лак десно, и овој резултат укажува дека поголемата иницијална неправилност ќе значи помало издолжување десно.

Истата ситуација ја откривме и со почетната ширина на моларот, чие значајно негативно влијание ($\beta = -0,449$; $p = 0,042$) покажува дека кај пошироката постериорна регија може да се очекува ограничено сагиталното издолжување.

Останатите параметри имаат слаби ефекти без статистички значајно влијание врз промената на должината на десната страна на забниот лак ($p > 0,05$).

Табела 58. Силина на факторите на влијание врз промената на должина десно

Резиме на регресионен модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,537[a]	0,289	0,165	0,80148
a. Предиктори: (константи), Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интерканинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0				

Резултатите прикажани во табела 58, ја покажуваат објаснувачката моќ на регресиониот модел во однос на факторите што влијаат врз промената на должината на десната страна од забниот лак, и сугерираат дека околу 28,9 % од варијацијата во промената на должината на забниот лак на десната страна може да се објасни со вклучените предиктори ($R^2 = 0,289$), што значи дека поголемиот дел од варијацијата веројатно зависи од други фактори. Вредноста на коефициентот на корелација ($R = 0,537$) укажува на умерена поврзаност помеѓу предвидените и реалните вредности на промената на должината на десната страна. Од вредноста на приспособениот R^2 (Коригиран $R^2 = 0,165$) се открива дека по корекцијата за бројот

на променливи, моделот има ограничена предиктивна вредност и се намалува објаснетата варијација на 16,5 %. Овие резултати покажуваат солидна, но не и силна способност на вака конструираниот модел за предвидување на промената на должината на десната страна од забниот лак.

Табела 59. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	16,436	11	1,494	2,326	0,018[b]
	Резидуал	40,469	63	0,642		
	Вкупно	56,906	74			
a. Зависна променлива: Промена на должина на деентален лак десно						
b. Предиктори: (константи), Периметар на дентален лак Т0, LII Т0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари Т0, Висина на дентален лак Т0, Интерканинска ширина Т0, Ширина помеѓу втори премолари Т0, Должина на дентален лак лево Т0, Ширина помеѓу први премолари Т0, Должина на дентален лак десно Т0						

И од резултатите прикажани во табела 59 од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на овој регресионен модел, го констатираме истото, дека вака конструираниот модел е доволно добар за предвидување на промените на должината десно (p = 0,018).

Понатаму, анализата продолжува со предвидување на исходот во поглед на промената на висината на забниот лак. Резултатите се дадени во табела 60.

Табела 60. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на висина

Коефициенти[a]					
Модел	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	-3,897	2,346		-1,661	0,102
Испитуван лак	0,114	0,157	0,093	0,727	0,470
LII Т0	-0,266	0,103	-0,500	-2,587	0,012
Интерканинска ширина Т0	-0,170	0,095	-0,323	-1,785	0,079
Ширина помеѓу први премолари Т0	0,107	0,108	0,264	0,997	0,323
Ширина помеѓу втори премолари Т0	0,025	0,098	0,070	0,259	0,796
Ширина помеѓу молари Т0	-0,034	0,076	-0,102	-0,454	0,651
Должина на дентален лак лево Т0	0,054	0,096	0,147	0,566	0,573
Должина на дентален лак десно Т0	0,091	0,147	0,211	0,622	0,536
Висина на дентален лак Т0	0,072	0,140	0,180	0,517	0,607
Периметар на дентален лак Т0	-0,054	0,043	-0,251	-1,243	0,218
a. Зависна променлива: Промена на висина на дентален лак					

Почетната вредност на LII се издвојува како единствен статистички значаен предиктор за движењето на висината на забниот лак во текот на третманот на ниво на доверба од 95 % (β = -0,500; p = 0,012). Влијанието е негативната според што може да се очекува дека поголемата иницијална неправилност ќе придонесе за помала промена на висината и послаба вертикална промена на забниот лак.

Дополнително, на ниво на доверба од 90 %, „Ширината на канините“ на почеток покажува статистичка значајност. „Ширината на канините“ на почеток има негативно влијание врз промената на висината (β = -0,323; p = 0,079), поради што

можеме да констатираме дека кај 90 од 100 пациенти големата ширина на канините може да се очекуваат помали вертикални подобрувања.

Останатите испитувани фактори немаат статистички значајно влијание врз промената на висината на забниот лак ($p > 0,05$).

Табела 61. Силина на факторите на влијание врз промената на висина

Резиме на регресионен модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,476[a]	0,227	0,092	0,96129
a. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0				

Од ANOVA-тестот за испитување на заедничката предикторска сила на анализираните параметри за предвидување на промената на висината во текстот на третманот, забележуваме дека влијанието на сите анализирани фактори како предиктори имаа вкупно влијание од 22,7 % ($R^2 = 0,227$). Од вредноста на коефициентот на корелација ($R = 0,476$) заклучуваме дека постои умерена поврзаност помеѓу предвидените и реално добиените вредности на клиничката ефикасност од 47,6 %, а од вредноста на приспособениот R^2 од 9,2 % (Коригиран $R^2 = 0,092$) констатираме дека вака конструираниот предикторски модел има слаба објаснувачка способност и по корекција за бројот на променливи.

Табела 62. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	17,068	11	1,552	1,679	0,099[b]
	Резидуал	58,216	63	0,924		
	Вкупно	75,285	74			
a. Зависна променлива: Промена на висина на дентален лак						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0						

И резултатите за проценка на статистичката значајност на регресиониот модел, прикажани во табела 62, покажуваат дека вака конструираниот модел не е статистички значаен и не е доволно добар за предвидување на промените на должината лево ($p = 0,099$) и за предвидување на исходот на третманот во однос на промените на висината на забниот лак кај пациентите треба да се земат предвид и други фактори.

Во поглед на предвидувањето на промените на периметарот на забниот лак, во табела 63 се прикажани резултатите од оваа мултиваријантна регресиона анализа.

Табела 63. Фактори на влијание врз ефикасноста во однос на промената на периметар

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константа)	-3,696	3,268		-1,131	0,262
Испитуван лак	0,360	0,218	0,202	1,649	0,104
LII T0	-0,268	0,143	-0,347	-1,872	0,066
Интеркanинска ширина T0	-0,038	0,133	-0,050	-0,289	0,774
Ширина помеѓу први премолари T0	-0,028	0,150	-0,048	-0,190	0,850
Ширина помеѓу втори премолари T0	0,017	0,136	0,033	0,126	0,900
Ширина помеѓу молари T0	-0,021	0,106	-0,042	-0,195	0,846
Должина на дентален лак лево T0	0,232	0,133	0,433	1,738	0,087
Должина на дентален лак десно T0	0,036	0,205	0,057	0,175	0,862
Висина на дентален лак T0	-0,298	0,195	-0,510	-1,526	0,132
Периметар на дентален лак T0	0,004	0,060	0,014	0,073	0,942
a. Зависна променлива: Промена на периметар на дентален лак					

Резултатите издвојуваат два послаби предиктори а тоа се иницинаlниот LII (β = -0,347; p = 0,066) и должината на забниот лак на левата страна (β = 0,433; p = 0,087). Овие резултати покажуваат дека поголемата иницијална збиеност и помалата должина на левата страна веројатно ќе резултираат со помало зголемување на периметарот кај 90 од 100 пациенти.

Останатите анализирани параметри не покажуваат значајно влијание врз промената на периметарот (p > 0,05).

Табела 64. Силина на факторите на влијание врз промената на периметар

Резиме на регресионен модел				
Модел 1	R	R^2	Коригиран R^2	Стандардна грешка на проценката
	0,537[a]	0,288	0,164	1,33892
a. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интеркanинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0				

Табелата 64 ги презентира коефициентите на влијанието на факторите врз објаснувачкиот потенцијал на моделот. Врз основа на вредноста на коефициентот на детерминација, се открива дека 28,8 % од варијансата во промените во должината на периметарот на забниот лак може да се предвиди со овој модел (R^2 = 0,288), па според тоа може да заклучиме дека поголемиот дел од варијансата може да се припише на други фактори. Коефициентот на корелација (R = 0,537) покажува задоволителна врска помеѓу предикативните вредности и реалните промени во должината на периметарот. Вредноста на приспособениот R^2 покажува намалување на објаснетата варијанса на 16,4 % (Приспособен R^2 = 0,164), и оттука може да се заклучи дека објаснетата варијанса значително се намалува кога моделот се коригира за бројот на променливи. Оттука, постои само делумна кореспонденција помеѓу факторите и реалните промени на периметарот.

Табела 65. Сигнификантност на моделот

ANOVA[a]						
Модел 1		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
	Регресија	45,704	11	4,155	2,318	0,018[b]
	Резидуал	112,941	63	1,793		
	Вкупно	158,645	74			
a. Зависна променлива: Промена на периметар на дентален лак						
b. Предиктори: (константа), Периметар на дентален лак T0, LII T0, Испитуван лак, Ширина помеѓу молари T0, Висина на дентален лак T0, Интерканинска ширина T0, Ширина помеѓу втори премолари T0, Должина на дентален лак лево T0, Ширина помеѓу први премолари T0, Должина на дентален лак десно T0						

Од резултатите од ANOVA-анализата за проценка на статистичката значајност на регресиониот модел прикажани во табела 39, заклучуваме дека, сепак, вака конструираниот модел е статистички значаен (F = 2,318; p = 0,018). Вклучените фактори како целина имаат реално влијание врз периметарот на забниот лак и се доволни за да се предвидат можните промени на периметарот.

Ефект на цената на лаковите

На крајот анализата на цените на различните видови лакови, направивме рангирање на лаковите според клиничка ефикасност и цена.

Табела 66. Споредба на цена и клиничка ефикасност на лаковите

Материјал	Комерцијално име	Дијаметар	Цена за пакување (10 лакови) (во денари)	Цена за лак (во денари)	Индекс на цена*	Клиничка ефикасност
Плетен челичен лак	Dentaflex (Dentaurum)	0,015″	924	92,4	1,00	2,640
Супереластичен NiTi-лак	Rematitan (Dentaurum)	0,012″	1.495	149,5	1,62	2,907
CuNiTi-лак	Tanzo Premium (AO)	0,013″	1.900	190,0	2,06	2,952

*Плетен челичен лак (Dentaflex 0,015″) е земен како референтна вредност (индекс = 1,00).

Од резултатите прикажани во табела 66, се забележува дека според цената се движи и клиничката ефикасност на лаковите. Конкретно, најевтиниот лак, плетен челичен лак има цена од 92,4 денари за еден лак и има најмала клиничка ефикасност од 2,640 mm, па потоа следува супереластичниот никел- титански лак, кој има цена втора по висина од 149,5 денари, но и втора по големина клиничка ефикасност од 2,907 mm, и на крајот најскапиот ортодонтски лак со цена од 190 денари, CuNiTi има најголема клиничка ефикасност од 2,952 mm.

6. ДИСКУСИЈА

Ефикасноста на фазата на нивелација е резултат на интеракција помеѓу биолошките фактори и механичките својства на применетите ортодонтски лакови. Биолошките фактори се надвор од директна контрола на клиничарот, но изборот на ортодонтски лак и неговите механички карактеристики претставуваат клучен фактор што може да го оптимизира ортодонтскиот третман.[57]

Досегашните клинички истражувања не обезбедуваат конзистентни докази за јасна супериорност на одреден тип ортодонтски лак за нивелација, додека потребата од интегрирана механичка и клиничка евалуација на ортодntските лакови е недоволно адресирана во литературата.[48]

Оттука, се наметнува потребата од истражување кое паралелно ќе ги евалуира ин витро карактеристиките и ин виво промените на три различни ортодонтски лакови за нивелација: плетен челичен лак, супереластичен никел-титански лак и бакар-никел-титански лак. Резултатите се разгледуваат во контекстс на две хипотези: материјалот, дијаметарот и клиничката употреба влијаат врз генерираната сила и втората хипотеза, дека не постои значајна разлика во клиничката ефикасност меѓу трите вида лакови во почетната фаза на нивелација.

6.1 Механички карактеристики на испитуваните лакови

6.1.1 Методолошки аспект и стандардизација

Во истражувањето, методологијата беше строго усогласена со ISO 15841:2014[33] што обезбедува конзистентност и репродукција на мерењата. Во текот на истражувањето ортодонтските лакови беа свиткани на 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, и 3 mm, што има за цел да ги симулира различните степени на ирегуларност на забите.

За разлика од ова истражување, дел од претходните студии[36,34] кои го применуваат тестот на свиткување во три точки, користат модифицирани протоколи што не се целосно усогласени со барањата за стандардизација. Во овие испитувања, истражувањето е ограничено на неколку свиткивања кои не го опфаќаат целосниот спектар на клинички релевантни движења. Како резултат на тоа, добиените податоци овозможуваат само делумна проценка на однесувањето на лаковите и ја ограничуваат можноста за директна споредба со резултатите добиени од испитувања со целосно стандардизиран протокол.

Покрај меѓународниот ISO-стандард издаден во 2014 година, во текот на истражувањето, идентификувавме две студии[38,58] кои се придржуваат до ADA Standard No. 32, кој претставува алтернатива на ISO 15841:2014 за тестирање на механичките својства на ортодонтските лакови, а е издаден од Американсакта дентална асоцијалција (ADA).

Истражувањето беше спроведено на температура од 37 °C со цел да ја симулира температурата во оралната празнина, како што е и наведено во стандардот, но и со досегашните изведени истражувања.[32,58] Иако температурата на оралната парзнина не е потребна за теститање на плетените челични лакови[38], таа е особено значајна при тестирање на лаковите што се сензитивни на температура и чиишто својства се директно зависни од температурата.

Ортодонтските лакови од различни производители[40] или производствени серии можат да покажат значителни варијации во механичките својства, како што се супереластичноста, големината на сила и резилиенцијата на фрактура, што се истакнува во студиијата на Bellini, Humberto и соработниците.[59] Овие разлики се

должат на варијации во производствениот процес, составот на легурата и термичката обработка. Од таа причина во истражувањето примероците од иста испитувана група се произведени од ист производител и се од иста производствена серија.

6.1.2 Влијанието на материјалот на ортодонтски лак врз механичките карактеристики

Еден од главните аспекти на ова истражување е дали материјалот или легурата од која е направен ортодонтскиот лак за нивелација; во овој случај никел-титан, челик или бакар-никел-титан има влијание врз механичките карактеристики на лакот. Од особен интерес во ова истражување беа големината на силата при растоварување, карактеристиките на плато фазата и хистерезата, бидејќи овие параметри ја одразуваат способноста на лакот да генерира контролирана, предвидлива и биолошки прифатлива сила во текот на ортодонтското движење.

Големина на сила

Препорачаната големина на сила во првата фаза на фиксниот ортодонтски третман е претставена како опсег на вредности на силата кои ќе обезбедат движење на забите со минимална траума на пародонтот.[28] Кога се работи за ин витро тестовите треба да се има предвид дека не може во целост да ги симулираат условите во усната празнина, поради фактори како што се интраорална температура, мастикаторни сили и/или индивидуален биолошки одговор.[35,58] Затоа, целта на ова лабораториско испитување не беше да се утврди која е големината на силата што еден лак ќе ја генерира во клинички услови, туку да се спореди механичкото однесување на испитуваните лакови при различен степен на свиткување. Во тој контекст, резултатите имаат компаративна улога и овозможуваат проценка на карактеристиките на сила, а не директно пресликување на силите *in vivo*.

Резултатите од истражувањето покажаа дека материјалот од кој е изработен ортодонтскиот лак и степенот на свиткување на лакот имаат влијание врз силата која се генерира од лаковите. Силите на растоварување прогресивно се намалуваа со намалување на свиткувањето од 3,0 mm до 0,5 mm, при што најниски вредности беа регистрирани на 0,5 mm, а највисоки на 3,0 mm свиткување. Плетените челични лакови покажаа најизразено намалување на силата со намалување на степенот на свиткување. При свиткување од 3 mm кај овие лакови беше регистрирана највисока средна сила од 1,75 N, додека при најмало свиткување сила од 0,02 N. Супереластичните и бакар-никел-титанските лакови покажаа поумерено намалување на силата со намалување на свиткувањето, со вредности од 0,99 до 0,17 N кај супереластичните NiTi-лакови и 1,02 – 0,41 N кај CuNiTi. Овие резултати се во согласност со наодите во студијата на Aghili и соработниците [41], каде што постои позитивна корелација помеѓу големината на силата и материјалот од кој е изработен лакот, односно степенот на свиткување при максимално свикување од 4 mm.

ANOVA-тестирањето покажа дека разликите во силата помеѓу различните испитувани лакови се статистички сигнификантни ($p < 0,001$) при сите свиткувања, со исклучот на свиткување од 1 mm. Кога беше утврдена значајност, анализата Post Hoc покажа дека разликата главно се должи поради плетениот челичен лак кој генерира највисоки сили кои се статистички значајно поголеми во споредба со супереластичниот NiTi и CuNiTi-лакот при поголеми свиткувања (2 и 3 mm).

Објаснувањето за високите сили од плетените челични лакови при поголеми свиткувања се должи на нивната плетена структура. Никел-титанот и челикот во плетена форма претставуваат различно инженерско решение на ист клинички проблем, а тоа е потребата од еластични ортодонтски лакови во првата фаза од фиксниот ортодонтски третман. Еластичноста, плетениот челичен лак ја постигнува преку својата конструкцијата, а не само својствата на материјалот.[2] Кај овие лакови повеќе тенки нишки се испреплетуваат, со што се добива лак со поголем дијаметар, но со помала крутост, или способност за генерирање на поблаги сили, во споредба со компактен челичен лак со иста дебелина. Плетената структура овозможува минимално движење и лизгање меѓу поединечните нишки, особено при мали свиткувања, што резултира со пониска сила и поголема флексибилност од челичен лак. Меѓутоа, со зголемување на степенот на свиткување, можноста за внатрешна адаптација постепено се намалува, по што лакот почнува да се однесува како компактен челичен лак. Како резултат, при поголеми свиткувања настанува нагло и непропорционално зголемување на силата, што ги објаснува и високите генерирани сили од плетените челичени лакови на поголеми свиткувања во ова истражување.[16]

За разлика од плетените челични лакови кои својата еластичност ја постигнуваат преку геометријата, никел титанските лакови својата флексибилност ја должат на фазната трансформација во кристалната структура и супереластичност. На тој начин ја ограничуваат стапката на зголемување на силата при поголеми свиткувања и обезбедуваат поблага и поконтинуирана сила во поширок опсег на активација.[2]

За разлика од плетениот челичен лак каде што беше евидентно драстично опаѓање на силата до речиси занемарлива вредност при најмало свиткување, CuNiTi-лаковите генерираа статистички сигнификантно повисоки сили при мали свиткувања. При свиткување од 0,5 mm, CuNiTi-лакот испорача сила од 0,41 N наспроти 0,02 N од плетениот челичен лакот и 0,17 N од супереластичниот NiTi-лак. Овие резултати сугерираат дека CuNiTi има способност да одржува задоволително стабилна, но и континуирана сила во текот на подолг период, без разлика на намалувањето на свиткувањето

Наодите од истражувањето покажаа слично однесување во однос на големината на силата помеѓу супереластичниот NiTi и CuNiTi-лак, иако NiTi-лакот константно генерираше пониски сили од CuNiTi-лакот. Овие резултати се спротивни од литературните податоци[60,61] кои покажуваат дека CuNiTi-лаковите генерираат пониски сили во споредба со супереластични NiTi-лакови. Ова несовпаѓање со литературните податоци генерално се должи на разликата во дијаметарот на лаковите. Во протоколот на оваа студија беа употребени лакови што го претставуваат најмалиот дијаметар од категоријата каде што припаѓаат и најчесто се поставуваат како прв ортодонтски лак при поставување на фиксниот ортодонтски апарат. Од таа причина CuNiTi-лаковите имаа поголем дијаметар (0,013") од супереластичните NiTi-лакови (0,012"), што може да придонесе за генерирање на појака сила.[34,37]

Плато-регион

Силата на растоварување, претставена со долниот дел од кривата на графиконот сила и свиткување има голема клиничка релевантност затоа што ја претставува силата која се генерира од лакот на забите.[34,62] Освен големината на силата, од биомеханичка перспектива, формата на кривата на растоварување е исто

толку важна за однесувањето на ортодонтскиот лак. Во услови кога имаме генерирање на релативно константна сила во поголем опсег на свиткувања се појавува плато-регион, кој не е апсолутна хоризонтална линија, меѓутоа регион со значително намален наклон на кривата.[31]

Резултатите од ова истражување ни покажаа формирање на плато-регион кај супереластичните NiTi-лакови и кај CuNiTi-лаковите, додека кај плетените челични лакови плато-регионот отсуствуваше. Причината за овие наоди се должи на реверзибилната трансформација на лакот од мартензитна во аустенитна фаза по одреден степен на свиткување, карактеристичен за никел-титанските лакови кои имаат меморија да се вратат во првобитна форма.[63]

За разлика од никел титанските лакови кои во одреден период генерираат константна ортодонтска сила, силата кај плетениот челичен лак е променлива и покажа линеарно зголемување на силата со зголемување на степенот на свиткување без формирање на плато-регион. Вредностите на сила се движеа од многу ниска сила при 0,5 mm свиткување (0,02 N) до релативно висока сила при свиткување од 3,0 mm (1,75 N). Ова е во согласност со наодите на Taneja и соработниците[38] и Kapila и Sachdeva[16], кои забележале дека плетените челични лакови, иако економични и флексибилни, не успеваат да одржат постојани сили и сили кои умерено се намалуваат како свитквањето се намалува.

Резултатите од истражувањето покажаа дека иако плато-регион беше присутен кај двете NiTi-легури, главната разлика помеѓу нив беше должината на платото кое статистички значајно се разликува ($p = 0,003$), во корист на CuNiTi-лаковите. Должината на платото кај CuNiTi-лакот изнесуваше 1,66 mm, додека кај супереластичниот NiTi-лак, должината е пократка и изнесуваше 1,28 mm. Резултатите се во корелација со студијата на Lombardo и соработниците[40], каде што термоактивните никел-титански лакови генерираат за 13 % подолго плато од традиционалните супереластични никел титански лакови.

Подолгото плато кај CuNiTi-лаковите се должи на раниот почеток, односно при свиткување од 0,74 mm, што значи дека овие лакови многу порано почнуваат да делуваат со стабилна сила. Почетокот на платото кај NiTi-лаковите е измерен при свиткување од 1,08 mm. Разликата во почетокот на платото е статистички значајна помеѓу двете испитувани групи. Причината за оваа разлика е различниот механизам на активација на фазната трансформација помеѓу двете легури. Кај супереластичните NiTi-лакови телесната температура не претставува доволен стимул за фазна трансформација, туку потребен е значителен механички стимул, односно свиткување да поттикне премин од аустенитна во мартензитна фаза.[40] Литературатурните податоц[64,65,41] ги потврдуваат овие наоди, односно за да ги манифестираат своите карактеристични супереластични својства, конвенционалните никел-титански лакови треба да бидат свиткани најмалку 2 mm. Под оваа граница NiTi-лаковите демонстрираат линеарно еластично однесување слично на конвенционалните легури, а супереластичноста станува видлива при поголеми деформации.[44] За разлика од супереластичните NiTi-лакови, кај термоактивните NiTi-лакови фазната трансформација е примарно температурно зависна и се активира при преминот од амбиентална температура кон температурата на усната празнина.[45] Следствено, штом лакот ја достигне интраоралната температура, поблиску е до фазна трансформација уште пред да биде механички активиран. Последователно, потребно е помало свиткување за да се иницира плато, и лакот да ги манифестира своите карактеристични механички својства.

И покрај значителните разлики во почетокот на платото, и двата лака покажуваат приближно еднаква точка на завршување на платото (2,37 mm кај NiTi-

лаковите и 2,40 mm кај CuNiTi-лаковите). Поголемата вредност на стандардна девијација забележана кај NiTi-лаковите, како и екстремните вредности на Skewness = -3,464 и Kutosis = 12,000 за резултатите на крајот на платото ја отсликуваат поголемата варијабилност на овој вид лак во однос на точниот момент на завршување на трнсформацијата. CuNiTi-лакот од друга страна покажа исклучителна конзистентност во мерењата на крајот на платото, каде што стандардна девијација скоро и да не постои, додека Skewness и Kutosis мерката (< 2) укажуваат дека нема мерења кои значајно отстапуваат од просекот во поглед на сите параметри на платото. Додавањето на бакар ги стеснува граничните температури на фазна трансформација резултирајќи со поунифициран и попредвидлив капацитет на трансформација меѓу различните примероци на лакови[56] Ова сугерира дека крајот на платото кај CuNiTi-лаковите е примарно детерминиран од составот на материјалот, а не од варијации меѓу испитаниците, наод кој има директна клиничка импликација во смисла на попредвидлив и постандардизиран одговор.

Хистереза

Покрај големината на силата и плато-фазата, хистерезата претставува дополнителен показател на функционалната предвидливост на ортодонтскиот лак. Таа ја опишува разликата помеѓу силата при оптоварување, која е повисока и силата при растоварување, која е пониска и е претставена со долниот дел од кривата на графиконот сила и свиткивање.[37] Висока хистереза е асоцирана со поголема дисипација на енергијата и намалување на активната сила, додека мала хистереза укажува на слично оденсување на силата од ортодонтскиот лак за време на оптоварување и растоварување. Меѓутоа хистерезта не може да се гледа како изолиран фактор и помала хистереза секогаш да укажува на подобар клинички ефект, туку хистерезата претставува дополнување на податоците за големината на силата и на тој начин два целосна слика за механичкото оденсување на ортодонтски лакови.[37,34]

Во ова истражување кај сите три испитувани ортодонтски лакови беше евидентирана појава на хистереза. Супереластичниот NiTi-лак покажува релативно ниски вредности на хистереза на сите четири точки на свиткување и притоа овие вредности беа најниски во споредба со другите две испитувани групи, што укажува на минимална енергетска загуба. За разлика од него, CuNiTI-лакот имаше повисоки, но умерени вредности на хистереза. Отстапувањата од просечната вредност на хистереза кај овој лак беа најмали што укажува на релативно стабилно механичко однесување. Значително повисоки вредности на хистереза од никел-титанските лакови покажува плетениот челичен лак при сите свиткувања.

ANOVA-анализата покажа дека вредностите на хистерезата значајно се разликуваа помеѓу испитуваните лакови при малите свиткувања од 0,5 mm и 1 mm, додека при поголемите свиткувања разликите не достигнаа статистичка значајност. Со оглед на тоа што значајни разлики беа утврдени само при 0,5 mm и 1 mm, анализата Post Hoc беше користена за да се утврди помеѓу кои лакови тие разлики се јавуваат. Резултатите покажаа дека плетениот челичен лак имаше статистички значајно поголема хистереза во споредба со супереластичниот NiTi и со CuNiTi-лакот при двете мали свиткувања. Овие резултати се во корелација со резултатите од студијата на Reddy et al.[37], каде што најголема процентуална загуба на силата е евидентирана кај плетените лакови токму при мали свиткувања од 0,5 mm.

Големата процентуална загуба на сила кај плетените челични лакови наспроти никел-титанските лакови се должи на недостатокот на супереластични својства и меморија да се вратат во својата првобитна форма. Дополнително, врз поголемата хистереза влијае и плетената структура на лакот, што овозможува поголемо механичко амортизирање и внатрешно структурно прераспределување на нишките од кои е составен лакот или пак деформација на лакот при поголеми свиткувања што ги прави овие лакови помалку ефикасни за почетно нивелирање на забите.[37] Малите свиткувања кореспондираат со подоцнежниот дел од фазата на нивелација, кога забот веќе во поголема мера се придвижил, а лакот го намалил степенот на свиткување. Доколку во оваа фаза ортодонтскиот лак има голема хистереза надополнета со мала сила како што е случајот со плетените челични лакови во ова истражување, движењето на забот може да се забави или целосно запре доколку силата не е доволна да го помине прагот на ефикасно движење на забот. Како резултат ќе се појавуви период каде ортодонтскиот третман стагнира или има потреба од менување на лакот.[37]

6.1.3 Влијанието на дијаметарот на ортодонтскиот лак врз механичките карактеристики

Влијанието на дијаметарот на ортодонтскиот лак е значајно затоа што и мали промени во пресекот можат да доведат до промени во силата[45,34] како и намалување на еластичноста на лакот.[4,66]

Резултатите од ова истражување покажаа дека постои корелацијата помеѓу дијаметарот на лакот и силата, а разликите се во начиниот на одговор во зависност од видот на легурата на ортодонтскиот лак. Студиите на Gatto и соработниците[34] како и Parvizi и Rock[45] ги потврдуваат овие наоди и во своите резултати доаѓаат до статистички значајната врска помеѓу дијаметарот и силата на испитуваните лакови.

Во ова истражување кај супереластичниот NiTi и плетениот челичен лак постои зголемување на силата со зголемување на дијаметарот на лакот, додека CuNiTi-лакот покажа атипично однесување. Во однос на должината на платото и двете групи на испитувани лакови, NiTi и CuNiTi покажаа унифорен одговор, односно зголемување на должината на платото.

Силата генерирана од супереластичен NiTi 0,014″ беше статистички значајно повисока при сите свиткувања освен при 0,5 mm од силата која ја генериараше супереластичниот лак NiTi 0,012″. Причина за ова е што во отсуство на стрес индуциран тригер, разликите во силата поради дијаметарот се должат на класичната отпорност на лакот на свиткување.[34] При мало свиткување, каде што секако се очекува послаба сила, дополнето со фактот дека двата лака се наоѓаат во преттрансформациска фаза, статистички незначајната разлика не значи дека ефектот на дијаметарот исчезнува, туку механизамот кој ја потенцира разликата сè уште не е целосно изразен. Кај супереластичните NiTi-лакови со дијаметар 0,014″ резултатите потврдуваат зголемување на должината на платото за 26,5 %, што би значело подолго и постабилно генерирање на сила. Статистички сигнификантна беше и разликата во почетокот на платото, што кај лаковите со поголем дијаметар започнува порано, при свиткување од 0,97 mm, наспроти NiTi 0,012″ каде што почетокот на платото е при свиткување од 1,20 mm. Овие резултати се во согласност со студијата на Lombardo и соработниците[6], каде што најкраткото плато било детектирано кај лаковите со дијаметар 0,014″, додека најдолгото плато е прикажано кај лаковите со дијаметар 0,019″ X 0,025″.

Спротивно на постепеното зголемување на силата со зголемување на дијаметарот кај супереластичниот никел-титански лак, кај плетениот челичен лак имаше драстично зголемување на силата кај поголемиот дијаметар 0,018″ при поголеми свиткувања (2 и 3 mm). Ваквиот тип на зголемување се должи на основниот принцип на механика на свиткување на челични лакови, каде што отпорот на свиткување е силно зависен од дијаметарот и мала промена на дијаметар може да направи голема промена во силата при исто свиткување.[4] Овој концепт не е апсолутно апликативен за плетените челични лакови заради нивната плетена структура која го модифицира механичкото однесување. При мали свиткувања плетената структура на лакот овозможува поголема еластичност, но при поголеми свиткувања се зголемува контактот помеѓу нишките со што лакот се однесува како покомпактна и покрута легура, што е во корелација со резултатите од ова истражување каде статистички значајните разлики на силата помеѓу 0,015″ и 0,018″ се при свиткување од 3 mm и 2 mm. Интересен литературен податок е што кај плетените челични лакови зголемувањето на дијаметарот е правопропорционален со зголемување на крутоста на лакот, додека кај никел-титански лакови поради супереластичното однесување на лакот, крутоста не е силно асоцирана со дијаметарот на лакот. Оттука, употреба на поголем дијаметар на никел-титански лакови како прв лак при фиксниот ортодонтски третман е оправдано.[44]

Додека кај NiTi-лаковите зголемувањето на дијаметарот беше поврзано и со очекуваното зголемување на сила и зголемување на должина на платото, CuNiTi-лаковите покажаа атипичен начин на однесување. Кај CuNiTi-лаковите, зголемувањето на дијаметарот доведе до статистички значајно зголемување на должината на платото (подолго за 9,5 %), но не и со повисока сила на сите свиткувања. Лакот со дијаметар 0,013″ генерираше повисока сила на растоварување при свиткувања од 0,5 mm, 1 mm и 2 mm, во споредба со лакот со дијаметар 0,014″, додека при најголемо свиткување двата дијаметра се однесуваа исто. Овие наоди се спротивни од литературните податоци[37,45,34,40] во кои зголемувањето на дијаметарот кај термоактивните NiTi-лакови е поврзано со зголемување на испорачаната сила. Lombardo и соработниците[40] во својата студија укажуваат дека традиционалните NiTi-лакови имаат посилен тренд на зголемување на силата со зголемување на дијаметарот, со процентуални зголемувања кои се движат од 57 % до 161 %, во споредба со термички активираните NiTi-лакови кои покажуваат пониско зголемување на силата, со процентуални зголемувања од 47 % до 134 % во зависност од степенот на зголемување на дијаметарот.[40]

Разликите помеѓу резултатите од ова истражување и литературни податоци не може да се препишат на биолошки или клинички услови со оглед дека се работи за ин витро истражување. Исто така сите примероци беа испитувани под исти температурни услови и стандардната девијација во рамките на групите беше прифатлива, што значи дека овој наод не може да се должи на случајна грешка.

Како можна интерпретација на овие отстапувања може да е малата разлика (0,01 inch) помеѓу дијаметарите 0,013″ и 0,014″ која не создала доволно изразен механички ефект, па затоа врз силата поголемо влијание имала фазно-трансформативното однесување на CuNiTi-лаковите. Овој резултат не треба да се толкува како класичен механички ефект според кој помалиот дијаметар ќе генерира појака сила, туку како показател дека кај CuNiTi-лаковите можеби геометријата не е доминантен фактор за контролата на силата.

6.1.4 Влијанието на клиничката употреба на механичките карактеристики врз ортодонтскиот лак

Претходните поглавја дадоа слика на механичкото однесување на нови, некористени ортодонтски лакови во лабораториски услови. Овој дел има за цел да објасни што се случува со механичките карактеристики на ортодонтските лакови по 8 недели од интраорална употреба, задржувајќи се на параметрите: големина на силата и плато-регион.

Резултатите од истражувањето покажаа дека по клиничка употреба доаѓа до промени во големината на силата и плато-регионот кај сите три вида на испитувани ортооднтски лакови.

Во однос на големината на силата, лаковите покажаа релативно униформно однесување по интраорална употреба. При сите свиткувања, со исклучок од свиткување на 3 mm, силата кај користените ортодонтски лакови беше статистички значајно пониска од силата кај некористените ортодонтски лакови, во сите три испитувани групи: суперелластичен NiTi-лак, плетен челичен лак и CuNiTi-лак.

Кај користениот суперелластичен NiTi-лак резултатите покажуваа значително поголема варијабилност во големината на силата, особено при 3 mm и 2 mm свиткување (SD = 0,10 N) за разлика од новиот лак (SD = 0,02 – 0,06 N), што укажува на намалена предвидливост на силата по употреба. Резултатите покажуваат дека и кај новиот и кај користениот плетен челичен лак 0,015″ има тренд на намалување на силата со намалување на свиткувањето, но со значајни разлики во стабилноста и распределбата на податоците. Кај користениот плетен челичен лак при 3 mm свиткување, силата е иста како кај новиот лак, меѓутоа таа драстично се намалува со свиткувањето, особено на 1 mm и 0,5 mm свиткување, што значи дека клиничката употреба доведува до намалена способност за одржување на сила. И кај користениот CuNiTi-лак со дијаметар од 0,013″, распределбата е значително понестабилна и хетерогена што ги прикажуваат и вредностите на Skewness и Kurtosis. Кај овие лакови најизразена нестабилност се забележува при најмалата деформација од 0,5 mm, што сугерира дека клиничката употреба влијае врз стабилноста на силата на CuNiTi-лакот.

Намалување на силата по клиничка употреба забележано во ова испитување укажува дека интраоралната средина може да влијае врз механичкото однесување на ортодонтските лакови. Слична насока на промени е прикажана и во студијата на Elayyan и соработниците[67], каде што ги испитуваат естетските, обложени 0.016″ никел-титански лакови по клиничка употреба. Авторите утврдиле намалување на силата по клиничка употреба, но како причина за намалување на силата ги навеле надворешните промени на лакот кои доведуваат до поголема фрикција на лакот, а не нужно деградација на никел титанската легура.

Резултатите покажаа дека клиничката употреба влијае не само врз големината на силата, туку и врз платото на никел-титанските лакови. Притоа повеќе ги афектира суперелластичните NiTi-лакови кај кои плато не е детектирано кај 33,3 % од примероците, додека кај CuNiTi-лаковите, платото отсуствува кај 16,7 % од примероците. Деградација на платото кај никел-титанските лакови директно ја афектира нивната основна карактеристика што ги разликува од челичните лакови, а тоа е способноста да одржуваат константна сила во подолг опсег на свиткувања. Во овој случај механичкото однесување на никел-титанските лакови кои не покажуваат плато-фаза се доближува до однесувањето на конвенционалните еластични материјали.

Спротивно на резултатите од ова истражување, во студијата на Lombardo и соработниците[6] кои испитувале никел-титански и термоактивни никел-титански лакови во три различни состојби, вклучително и клинички употребуван лак, не утврдиле промена во големината на силата и должината на платото, туку само во наклонот на платото, односно константноста на силата. Сепак треба да се земе предвид дека протоколот на тестирање се разликува од ова истражување, особено во механичкиот тест кој не е спроведен според ISO-стандардот применет во ова истражување.

Сепак, литературните податоци за механичкото однесување на ортодонтските лакови по клиничка употреба се сè уште ограничени, што ја ограничуваа можноста за споредба со резултатите од ова истражување. Eliades и Bourauel[47] посочуваат дека кај NiTi-лаковите, сепак, ефектот на интраоралното стареење врз супереластичните својства останува недоволно разјаснет, што ја нагласува потребата од понатамошни истражувања. Во рамки на ова истражување, добиените наоди укажуваат дека по клиничката употреба на ортодонтските лакови, доаѓа до измена во генерираната сила. Силата се намалува, се зголемува варијабилноста и се модифицра платото, што ни укажува дека ортодонтските лакови се сè уште ефикасни во генерирање на сила и по 8 недели од употреба, но способноста на лакот да испорачува предвидлива и контролирана сила, причината поради која првично бил избран од страна на клиничарот, се намалува.

6.2 Промени на забите во мандибуларниот дентален лак во првите осум недели од фазата на нивелација

Во првите осум недели од ортодонтскиот третман се очекуваат најизразени почетни промени во положбата на забите, бидејќи оваа фаза има за цел нивелирање на забите во денталниот лак.[68,69] Во овој период дејството на ортодонтскиот лак се манифестира преку намалување на збиеноста на забите, како и можни промени во трансверзалните димензии, периметарот и формата на денталниот лак.

Претходното поглавје покажа дека испитуваните лакови значително се разликуваат во големината на силата што ја испорачуваат, карактеристиките на плато-фазата, како и механичките својства по осум недели од клиничка употреба.

Ова поглавје го разгледува прашањето дали механичките разлики во однос на видот на ортодонтски лак се отсликуваат и во клинички мерливи разлики во промените на мандибуларниот дентален лак во период од осум недели.

Следните поглавја го разгледуваат ова прашање преку три комплементарни промени: нивелирање на забите од мандибуларниот дентален лак, односно решавање на збиеноста на забите претставено преку промените на Little's Irregularity Index, потоа трансверзалните промени на денталниот лак во ниво на канини, премолари и молари и должинските промени претставени со разликите во периметарот, висината на денталниот лак и должината на денталниот лак.

6.2.1 Промени во мандибуларна дентална збиеност (Little's Irregularity Index)

Little's Irregularity Index (LII) претставува често користен и клинички релевантен квантитативен параметар за проценка на збиеноста на мандибуларните фронтални заби. Неговата вредност се заснова врз збирот на линеарните поместувања на контактните точки помеѓу шесте долни фронтални заби, поради што овозможува објективна проценка на степенот на антериорната мандибуларна

неправилност. Покрај дијагностичка примена, вредноста на Little's Irregularity Index може да се користи и при креирање на планот на терапија кај ортодонтските пациенти.[70]

Во ова истражување, резултатите покажаа на умерено изразена неправилност на забите кај испитаниците пред почетокот на ортодонтската терапија (LII = 4,75 mm). По осум недели од фиксниот ортодонтски третман во сите три испитувани групи се нотираше намалување на Little's Irregularity Index, при што неговата просечна вредност изнесуваше 1,92 mm што покажува на јасно намалување на збиеноста на забите.

Најголема редукција на Little's Irregularity Index беше забележана кај CuNiTi-лаковите со Средна вредност од 2,952 mm, по што следуваше групата на супереластичен NiTi-лак кај која намалувањето изнесуваше 2,907 mm. Групата на плетен челичен лак покажа најмало просечно намалување на LII, кое изнесуваше 2,640 mm. Клиничкиот ефект на намалување на збиеноста на забите не беше проследен со статистички значајни разлики помеѓу испитуваните лакови во однос на намалување на LII, што беше потврдено со ANOVA-тестирањето.

Во литература, според сознанијата до моментот на изработка на оваа дисертација, не беа идентификувани клинички студии во кои се споредуваат сите три ортодонтски лакови испитувани во ова истражување. Особено, не беше пронајдена директна споредба помеѓу CuNiTi и плетените челични лакови.

Во однос на разликите помеѓу плетените челични лакови и никел-титанските лакови, податоците од литературата се во согласност со резултатите од ова истражување. Cobb и соработниците[71] не утврдиле статистички значајна разлика помеѓу испитуваните лакови во однос на почетното нивелирање на забите. Важно е да се нагласи дека сличната ефикасност била забележана во услови на месечно религирање на плетените челични лакови. Авторите нагласуваат дека и покрај тоа што плетените челични лакови можат да покажат споредлива активност со никел-титанските лакови во фазата на нивелација, нивното дејство изискува почести ортодонтски контроли и повторно активирање на лакот. Наспроти тоа, предноста на никел-титанските лакови се состои во нивната способност да одржат активно дејство во подолги интервали помеѓу ортодонтските контроли.[71]

Отсуство на разлика во намалување на неправилноста на забите во фазата на нивелирање на забите помеѓу плетен челичен лак и NiTi-лак е прикажана и во студијата на West и соработниците.[50] Единствената предност на NiTi-лакот е забележана во мандибуларниот фронтален сегмент, при што авторите оваа разлика ја објаснуваат со малото растојанието помеѓу брекетите во фронталниот сегмент, а не со генерализирана супериорност на NiTi-лаковите.[50]

Овие две рани клинички студии го поставуваат принципот дека видот на ортодонтски лак нема клиничко значајно влијание врз резултатите во фазата на нивелација. Оваа констатација дополнително ја потврдуваат студиите на Gravina и соработниците[72] и Sandhu и соработниците[73].

Gravina и соработниците[72], покрај плетен челичен и NiTi-лак, вклучуваат и трета група на челичен лак. Притоа разликите од Post Hoc анализата укажуваат дека постојат разлики помеѓу испитуваните лакови, но се должат на инфериорната активност на челичниот лак, наспроти отсуството на сигнификантна разлика помеѓу плетениот челичен лак и NiTi-лакот.

Sandhu и соработниците[73] ги споредуваат плетениот челичен лак и NiTi-лакот во два различни ортодонтски система: PEA и Begg и притоа не утврдуваат значајна разлика во намалување на збиеноста помеѓу двата вида лакови кај групите третирани со PEA-системот, независно од степенот на почетна збиеност. Значајна

предност на NiTi-лакот била забележана само кај системот Begg, што укажува дека типот на ортодонтски апарат може да влијае врз клиничката ефикасност, но бидејќи претставува различен систем од системот кој го користевме во ова истражување не претставува директно споредлив податок.

Во однос на споредбата помеѓу CuNiTi и NiTi-ортодонтските лакови, студиите најчесто укажуваат на слично однесување на двата вида лакови во однос на намалување на LII[74,75,56,69] што е во согласност и со резултатите од ова истражување.

CuNiTi-лаковите според своите механички карактеристики покажуваат поповолно генерирање на сила, но овие предности не се манифестираат како поефикасна нивелација во клинички услови. Наодите на Pandis и соработниците[74], Aydin и соработниците[56], Msungu и соработниците[69] и Ashok и соработниците[75] покажуваат дека не постои статистички значајна разлика помеѓу CuNiTi и NiTi-лакот во намалување на LII во фазата на нивелација во мандибуларниот дентален лак. Msungu и соработниците[69] наведуваат дека индивидуалните варијации во метаболичкиот одговор на периодонталниот лигамент може да ги прикријат разликите помеѓу лаковите. И покрај тоа што резултатите од литературата укажуваат на сличен заклучок, не може да се направи директна споредба на апсолутните вредности на LII помеѓу студиите поради методолошките разлики меѓу ннв.

Во ова истражување по осум недели беше постигнато приближно 60 % намалување на почетната вредност на LII, што потврдува дека значаен дел од нивелирањето се постигнува во раната фаза на фиксниот ортодонтски третман. Овој резултат може индиректно да се спореди со студиите чија цел е да го одредат времето до целосно нивелирање, за разлика од ова истражување што ги евалуира промените во текот на првите осум недели од третман.

Во тој контекст, временскиот период е близок до резултатите од студијата на Nkwocha и соработнците[76], каде што времето за нивелирање од страна на CuNiTi-лаковите е 55,69 дена, додека за NiTi-лаковите е 67,19 дена. Од друга страна, студијата на Jain и соработниците[77] укажува на доста подолго време, односно период од четири месеци за целосно нивелирање на забите за CuNiTi и NiTi-лаковите. Овие резултати укажуваат дека времето за нивелирање може значително да се разликува помеѓу студии како резултат на разлики во дизајнот на студиите, различниот степен на почетна збиеност како и клиничкиот протокол.

По дескриптивната статистика што одговори на прашањето колкави промени во однос на Little Irregularity Index се забележуваат во првите осум недели од ортодонтскиот третман и нивна споредба помеѓу испитуваните лакови, анализата на корелации ни даде одговор кои параметри се поврзани со постигнатите промени.

Во ова истражување, резултатите од корелационата анализа покажаа дека промената на LII покажува статистички високо значајна позитивна корелација со вредноста на LII на почеток на третманот, потврдувајќи дека почетниот степен на збиеност е доминантен фактор, наспроти видот на ортодонски лак во фазата на нивелација.

Умерено значајна позитивна корелација се согледува и помеѓу промената на LII со вредноста на висината и периметарот на денталниот лак пред почетокот на третманот, сугерирајќи дека испитаниците кои имаат поголем периметар и поголема висина на денталниот лак пред почеток на третманот се поврзани со поголема нивелација на забите во текот на испитуваниот период.

Регресионата анализа беше користена за да се утврди кои фактори имаат најголема предиктивна вредност за клиничкиот исход, односно намалувањето на

LII. За разлика од анализата на корелации која укажува само на поврзаноста меѓу варијаблите, регресионата анлиза овозможува проценка на релативното влијание на поединечните фактори.

Моделот кој е конструиран со сите вклучени предиктори на клиничка ефикасност е статистички значаен ($F = 8,995$; $p < 0,001$) и објаснува 61,1% од варијансата во промената на LII (приспособен $R^2 = 0,543$), што претсатвува висока предиктивна моќ за клиничко истражување. Останатите 46 % од варијасата се должат на фактори кои се испитувани во ова истажување.

Меѓу сите испитувани предиктори, почетната вредност на LII се издвојува како најсилен предиктор во намалување на LII ($\beta = 0.868$, $p < 0,001$) потврдувајќи дека степенот на збиеност пред ортодонтскиот третман е примарна детерминанта во ефикасноста на процесот на нивелација.

Анализата на индивидуалниот придонес на секој предиктор дополнително ја прецизира сликата, односно почетниот LII самостојно објаснува 45,9 % од варијансата, потврдувајќи го неговото доминантно влијание врз промената на LII. Почетната висина на денталниот лак исто така покажа статистички значаен придонес ($\beta = 0,594$, $p = 0,019$) и придонесува со дополнителни 10 %. Додека, вредноста на големината на периметарот на денталниот лак пред почетокот на ортодонтската терапија учествува со 6,8 %.

Клучниот наод од овој регресионен модел е отсуството на значаен придонес на видот на лакот кон намалувањето на LII ($\beta = -0.045$, $p = 0.621$), што значи дека видот на лакот не придонесува кон предикција на промената на LII. Како самостоен фактор објаснува помалку од 1 % од варијасата на проемната на LII, статистички и клинички занемарлива вредност.

Ова претставува значаен наод каде што сличното однесување на испитуваните лакови во однос на нивелирање на забите е потврдено на три нивоа. Најнапред, директната споредба на лаковите не покажа статистички значајна разлика во промената на LII меѓу групите. Видот на лакот не покажа корелација со промената на LII. Додека пак регресионата анализа покажа дека видот на лакот практично не придонесува кон предикација на промена на LII. Овие наоди сугерираат дека промената на LII, односно намалувањето на неправилноста на забите по осум недели ортодонтски третман примарно е детерминирана од индивидуалните карактеристики на испитаникот, како што е првичната поставеност на забите и вредноста на LII пред започнување на третманот, а не од видот на ортодонтскиот лак.

Во неекстракциониот ортодонтски третман, потребниот простор за нивелирање на забите може да се обезбеди преку повеќе механизми: трансверзално проширување на денталниот лак, промена на формата на денталниот лак, деротација на забите и одреден степен на лабијална проинклинација или протрузија на инцизивите. Оттука, анализата на трансверзалните промени на денталниот лак претставува важен сегмент во проценката на ефектите од иницијалната фаза на ортодонтскиот третман.

6.2.2 Промени во трансверзалните димензии на мандибуларниот дентален лак (ширина на канини, ширина на премолари и ширина на молари)

Трансверзалните промени на забниот лак претставуваат важен параметар за разбирање на механизмот преку кој се постигнува создавање простор во денталниот лак и потенцијално намалување на збиеноста на забите во фазата на нивелација. Во ова истражување покрај промените во LII беа анализирани и трансверзалните

димензии на забниот лак пред и по третман од осум недели со цел да се утврди дали нивелирањето на забите е придружено со промени во ширината на денталниот лак.

Резултатите од истражувањето покажаа зголемување на трансверзалните димензии на сите три нивоа: канини, премолари и молари кај сите три испитувани лака во периодот од првите осум недели од фиксниот ортодонтски третман. Овие разлики иако постојат, не покажуваат статистички значајна разлика помеѓу лаковите.

Просечните промени во ширината на канините изнесуваше M = -0,49 mm, во ширината на првиот премолар M = -0,53 mm, додека најголема просечна промена беше забележана во ширината на вториот премолар M = -1,10 mm. Најмало проширување беше забележано во ширината помеѓу првите мандибулатни први молари (M = -0,12 mm).

Отсуството на статистички сигнификатна разлика помеѓу испитуваните лакови во однос на трансверзалните промени се во согласност со наодите на студијата на Msungu и соработниците[69] и Aydin и соработницит[56] кои споредуваат супереластичен NiTi-лак и CuNiTi-лак. За разлика од претходните наведени студии, во ова истражување беше вклучена и трета испитувана група, плетен челичен ортодонтски лак. За овој вид ортодонтски лакови во достапната литература не се пронајдени податоци во однос на трансверзалните промени кои би го предизвикале на денталниот лак, иако тие се уште имаат клиничка примена во ортодонтската пракса.

Компаративната анализа на резултатите покажа дека кај плетениот челичен лак се забележува послаб, меѓутоа присутен ефект во однос на трансверзалните промени на денталниот лак во споредба со NiTi и CuNiTi-лаковите. Овој наод има значење бидејќи не претставува само потврда на претходно објавените резултати, туку дава нов аспект во проценката на однесувањето на различните лакови во фазата на нивелација. Оттука, вклучувањето на плетениот челичен лак како посебна испитувана група може да се смета за придонес на ова истражување кон досегашната литература, особено во контекст на клиничкиот избор на ортодонтски лак во фазата на нивелација.

Наодите од ова истражување покажуваат дека најизразени промени се случуваат во ширината на премоларите, односно помеѓу вторите премолари. Резултатите се во согласност со студиите на Aydin и соработниците[56] и Msungu и соработниците.[69] Како можни причини авторите посочуваат две објаснувања, едната е механичка, другата е биолошка. Од механичка гледа точка, формата на лакот што е користен во студијата може да има влијание врз проширувањето на денталниот лак во премоларната регија. Од биолошка перспектива, лингвалната ерупциона патека на премоларите по аплицирање на сила доведува тие најмногу да се поместат букално, па оттука и промената да е најмногу изразена во овој регион. Дополнтелно нагласуваат дека промените се дентални, додека апикалната база и букалната алвеоларна коска останууваат непроменети.[56]

Во студијата на Fleming и соработниците[68], трендот на најголемо премоларно проширување се забележува и покрај тоа што оваа студија го испитува максиларниот дентален лак. Од особено значење за споредба со резултатите од ова истражување е наодот дека трансверзални промени во премоларната регија се присутни во раните фази на третманот, додека промените кај канините и моларите стануваат поизразени во подоцнежните фази од третманот, по примена на 0,018″ X 0,025″ NiTi-лак. Авторите ова го објаснуваат со разликите во должината на корените и површината што ја зафаќаат корените во споредба со релативно помалите димензии на премоларите.[68]

Спротивно на промените забележани во премоларната регија, ова истражување покажа дека постериорниот сегмент од мандибуларниот дентален лак останува релативно стабилен со минимални промени за време на првите осум недели од фазата на нивелација. Истиот тренд е евидентиран и кај максиларниот дентален лак.[68] Овој наод може да се објасни со улогата на моларите како релативно стабилна потпорна зона за време на фазата на нивелација. Кружните, ортодонтски лакови со мал дијаметар кои се користат во оваа фаза имаат ограничено дејство и поради недоволната активација на лакот во тубата, резултира со минимални промени во моларната регија. Иако проширувањето на денталниот лак во моларната регија е минимално, студијата на Housley и соработниците[78], кои ги анализираат промените и стабилноста по експанзија на мандибуларен дентален лак, укажуваат дека оваа регија покажува најмал степен од рецидив по трансверзалното проширување.

Во однос на интеркaнинската ширина, резултатите укажаа на умерени промени, без значајна разлики помеѓу видовите на ортодонтски лакови. Клинички ограниченото зголемување може да се смета за поволен резултат затоа што зголемувањето на интеркaнинската ширина е најмалку стабилно долгорочно. Housley и соработниците[78] покажале дека само околу 8 % од добиеното интеркaнинско проширување е задржано во ретенционият период, за разлика од постериорните сегменти, каде што биле задржани приближно 60 % кај првите премолари, 69 % кај вторите премолари и 71 % кај првите молари. Овие податоци укажуваат дека стабилноста на трансверзалните промени се зголемува во постериорна насока. Фронталната регија е под силно влијание на индивидуалната мускулна рамнотежа и има голем ризик од рецидив, па оттука авторите наведува дека ширината може да се одржи само со фиксна ретенција.[78]

Иако помеѓу испитуваните лакови не беше утврдена статистички значајна разлика во трансверзалните промени, дескриптивната анализа покажа дека различните лакови имаат тенденција за проширување во различни сегменти на мандибуларниот денталниот лак.

Во ниво на канини, најголемо зголемување има супереластичниот NiTi-лак (M = -0,77 mm), што е ризик-фактор за стабилноста.[78] Додека во фронталниот сегмент најмало проширување се согледува кај CuNiTi-лакот (M = -0,31 mm). Во ниво на премолари, најизразено зголемување на ширината е евидентирано кај CuNiTi-лакот. Зголемувањето во однос на првиот премолар е M = -0,71 mm, додека во ниво на втор премолар е M = -1,42 mm. Кај моларната ширина, сите три лака покажуваат минимални промени (NiTi M = -0,31 mm, за CuNiTi M = -0,04 mm и за плетен челичен M = -0,01 mm) без значајни разлики меѓу групите. Иако овие резултати се клинички интересни, сепак не е утврдена статистичка супериорност на еден лак во однос на другите. Оттука треба да се толкуваат како тренд, а не како потврден клинички ефект на материјалот.

Регресионата анализа на трансверзалните промени на денталниот лак укажува дека моделите конструрани за ширината на премоларите и моларите не се статистички значајни. Наспроти нив, антериорната регија претставена со канините и моделот конструиран покажува статистичка значајност ($F = 3,301$, $p = 0,001$) и објаснува 36,6 % од варијансата (коригиран $R^2 = 0,255$). Ова сугерира дека постериорните трансверзални промени се под поголемо влијание на фактори кои не се опфатени во ова истражување, додека антериорната регија е во поголема мера детерминирана од морфолошките карактеристики на денталниот лак.

Конзистентно низ сите модели на трансверзални промени е што почетната вредност на секој параметар се издвојува како најсилен предиктор на неговата промена, со исклучот на ширината на моларите.

Во однос на ширната на канините и првите премолари, почетната вредност на LII се јавува како значаен предиктор со негативно влијание што значи дека кај пациентите со изразена неправилност на забниот лак, ортодонтскиот третман повеќе ќе тежнее кон корекција на позицијата на забите, отколку кон трансверзално проширување на лакот во испитуваниот сегмент. Видот на лакот не се покажа како значаен предиктор кај ниту еден трансверзален параметар, со p-вредности кои се движат од 0,179 до 0,864.

6.2.3 Промени во должината, висината и периметарот на мандибуларниот дентален лак

Покрај трансверзалните промени на денталниот лак, промените во должината, висината и периметарот на денталниот лак даваат слика како се менува денталниот лак и индиректно на кој начин се добива простор во лакот во фазата на нивелација.

Резултатите од ова истражување покажаа зголемување на должината на денталниот лак од левата и десната страна, како и зголемување на висината на денталниот лак по осум недели ортодонтски третман. Најизразена промена беше забележана кај периметарот на денталниот лак, каде што беше утврдено значително зголемување со средна вредност од 2,79 mm.

Во однос на видот на лакот, CuNiTi-лакот се истакна со најголемо зголемување на периметарот со средна вредност од 3,30 mm, додека најмала промена беше забележана кај плетениот челичен лак со средна вредност од 2,07 mm. ANOVA-анализата покажа статистичка значајна разлика помеѓу испитуваните лакови во однос на промената на параметарот, што укажува дека видот на ортодонтски лак има влијание врз овој параметар.

Дополнително, анализата Post Hoc покажа дека статистички значајна разлика постои помеѓу плетениот челичен лак и CuNiTi-лакот, при што кај испитаниците кои се третирани со CuNiTi-лак беше постигнато значително поголемо зголемување на периметарот.

Резултатите исто така укажуваат дека супереластичниот NiTi-лак покажува поголемо зголемување на периметарот во споредба со плетениот челичен лак, но оваа разлика е на ниво на статистичка значајност од 90 %. Помеѓу супереластичниот NiTi и CuNiTi-лакот не е утврдена статистички значајна разлика.

Зголемувањето на должината на денталниот лак од левата и десната страна се одвиваше релативно симетрично, што укажува на урамнотежено влијание на ортодонтскиот третман врз двете страни на денталниот лак. CuNiTi-лакот покажува тренд за најголемо зголемување на должината и висината на денталниот лак, меѓутоа разликите помеѓу испитуваните лакови не се статистички значајни.

Промените во периметарот за време на фазата на нивелација рефлектираат комбинација на експанзија на мандибуларниот дентален лак и лабијалната инклинација на мандибуларните фронтални заби. Резултатите од студијата на Aydın и соработниците[56] се делумно во согласност со наодите од ова истражување, каде што CuNiTi-лакот покажува статистички значајно зголемување на периметарот во споредба со неговите компаратори. Поголемото зголемување на периметарот може да се објасни со отсуството на доволен простор во денталниот лак, при што неминовно е одреден степен на лабијална инклинација. Овој ефект е особено

изразен во фронтот каде што збиеноста е најпревалентна.[5] Студијата на Yitschaky и соработниците[5], кои ја испитуваат врската помеѓу денталната збиеност и промената во положбата на мандибуалрниите инцизви, посочуваат дека секој милимтар нивелација на забите изискува просечно 0,5° проинклинација и 0,2 mm протрузија на мандибуларните инцизиви, без оглед на видот на ортодонтскиот лак. Дополнително морфологијата на корените на мандибуларните фронтални заби и ограничените оклузални контакти кои би требало да го ограничуваат движењето на забите може да придонесат кон поголема склоност кон инклинација.[56]

Прашањето зошто CuNiTi-лаковите покажуваат поголемо зголемување на периметарот во споредба со плетените челични лакови може делумно да се објасни преку разликите во биомеханичките својства на овие материјали. Студијата на Gravina и соработниците[72], иако методолошки различна бидејќи ја анализира положбата на мандибуларните инцизиви перку телерентгенска анализа, може да послужи за биомеханичко толкување на резулатите од ова истражување. Авторите укажуваат дека никел-титанските лакови, поради нивната флексибилност и еластичност, полесно се адаптираат во слотот на брекетите, особено во мандибуларниот дентален лак каде што растојанието помеѓу брекетите е мало.

Во тој контекст, поголемото зголемување на периметарот кај CuNiTi-лаковите може да се поврзе со изразените термоеластични својства на овие лакови. Пред поставување во усната празнина, CuNiTi-лаковите полесно се адаптираат во брекетите при изразена збиеност. По нивното изложување на орална температура доаѓа до активирање на нивните супереластични својства и способност за враќање кон формата на лакот. Ова овозможува поконтинуирано дејство врз забите во текот на фазата на нивелција. Бидејќи во услови на ограничен простор нивелацијата се постигнува преку лабијална инклинација на мандибуалрните инцизиви, ваквото континуирано дејство на CuNiTi-лакот може да придонесе за поизразено зголемување на периметарот на денталниот лак. Наспроти тоа, плетените челични лакови имаат помала еластичност и поголема тенденција кон механичка деформација. Поради тоа нивната способност за враќање кон првобитната форма и одржување на континуирана сила може да биде поограничена што би можело да го објасни помалото зголемување на периметарот во споредба со CuNiTi-лаковите.

Со оглед дека анализата на корелации покажа позитивна корелација помеѓу видот на лакот и периметарот, додека отсуствуваше позитивна корелација со промената на LII, трансверзалните димензии или висината на денталниот лак, ја потврдува клиничката еквивалнтност помеѓу испитуваните лакови во однос на крајната цел, но истовремено укажува дека патот преку кој се постигнува целта може суптилно да се разликува во зависност од видот на лакот.

Овој механизам исто така нуди можно објаснување за незначајниот тренд кон поголемо зголемување на должината и висината на мандибуалрниот дентален лак. Во почетната фаза на нивелација доминантно движење на забите е лабијално инклинирање, додека четвртастите лакови кои се користат подоцна во третманот учествуваат во контрола на торкот на забите. Заедно овие наоди укажуваат дека поголемото зголемување на периметарот на лакот кај CuNiTi-лаковите може да има клинички импликации за стабилноста на третманот која треба да се следи во понатамошните фази на терапија. Студијата на Braun и соработниците[79] укажува дека единствениот начин да се спречи несакана проинклинација на мандибуларните инцизиви е сегментна биомеханика во фиксниот ортодонтски третман.

Регресиониот модел за факторите на влијание врз ефикасноста во однос на промената на периметарот е статистички значаен ($F = 2,318$; $p = 0,018$) и вклучените фактори се доволни за да ги предвидат можните промени на периметарот.

Почетниот LII покажува гранично влијание на ниво на доверба од 90 % so негативно влијание (β= -0,347, p = 0,066), укажувајќи дека поголемата иницијална збиеност е поврзана со помало зголемување на периметарот, наод кој е конзистентен со регресионите наоди кај трансверзалните параметри каде што поголемата збиеност го ограничува просторното проширување.

Видот на лакот не достигна статистичка значајност во регресиониот модел (β = 0,202, p = 0,104), иако покажа нумерички највисок Beta коефициент меѓу несигнификантните предиктори и p-вредност најблиску до прагот на значајност во споредба со сите останати регресиони модели.

Значајно е дека видот на лакот е единствениот параметар кој покажа статистички значајна корелација со промената на периметарот во корелационата анализа, додека со сите останати клинички параметри не покажа значајна поврзаност. Овој конвергентен образец, значајна корелација, значајна меѓугрупна разлика во post hoc анализата (CuNiTi > плетен, p = 0,007), и највисок Beta коефициент во регресијата иако субпрагален, сугерира дека влијанието на видот на лакот врз периметарот е реално и конзистентно детектирано на повеќе нивоа на статистичка анализа.

Сепак, во мултиваријатниот регресионен контекст каде што сите базични морфолошки карактеристики на пациентот се контролирани истовремено, тоа влијание не достигнува самостојна статистичка значајност, укажувајќи дека е умерено и субординирано на морфолошките карактеристики на лакот. Периметарот останува единствениот клинички параметар, каде што видот на лакот покажува детектабилно предиктивно влијание, наод кој е биомеханички разбирлив имајќи предвид дека CuNiTi-лаковите, поради посилните сили на испорака и поизразеното супереластично плато, може да предизвикаат поинтензивна антериорна проинклинација на инцизивите во споредба со плетениот челичен лак.

6.3 Индекс на цена

Во контекст на постоење на стандардизиран протокол, каде што видот на брекетите, видот на лигатурите, интервалот помеѓу ортодонтскуте контроли и клиничките интервенции беа идентични во сите три испитувани групи, единствената променлива која беше контролирана од клиничарот е ортодонтскиот лак. Индексот на цена покажа дека супереластичниот NiTi-лак е приближно 1,6 пати, а термоактивниот CuNiTi-лак околу двапати поскап од плетениот челичен лак на единица материјал.

Доколку единствената причина за избор на поскап лак е очекувањето дека тој ќе доведе до поефикасно нивелирање на забите, во контекст на поголемо намалување на LII или пак поголеми трансверзални или должински промени во мандибуларнууот дентален лак во првите осум недели од ортодонтскиот третман, резултатите не ја потврдуваат таквата клиничка предност. Во таков случај, поскапиот лак не носи дополнителна вредност во однос на исходот од нивелацијата, што упатува на пристап на минимизација на трошоците при изборот меѓу трите испитувани лака.

Меѓутоа, доколку цената на ортодонтскиот лак ја разгледуваме во контекст на механичките карактеристики и практичните аспекти на клиничка примена, различните ортодонтски лакови покажуваат предности во различни аспекти на клиничка примена.

Плетените челични лакови се економични и флексибилни, што ги прави добар избор за прв лак при фиксниот ортодонтски третман, особено при блага

збиеност или во случаи кога се можни почести приспособдувања. Сепак, минималната сила што ја испорачуваат при помали свиткувања претставува клиничко ограничување, и нивната употреба без навремена транзиција на посилни лакови може да резултира со намалување или запирање на движењето на забите, како што лакот се приближува до целосна деактивација. Бидејќи не поседуваат супереластичност, а тоа повлекува и отсуство на плато-регион и можност за трајна деформација при поголеми свиткувања, потребна е почеста активација или замена на лакот за разлика од никел-титанските лакови кои можат да поднесат 50 % поголема активација пред да настане трајна деформација. Ова е во согласност со литературните податоци, каде што само при месечно реконтурирање и религирање плетените челични лакови ќе поседуваат споредбена ефикасност со никел-титанските лакови во фазата на нивелација. Ова ќе резултира и со пофрекфентни ортодонтски посети и дополнителни тошоци кои се надвор од цената на ортодонтскиот лак.

Наспроти ова, NiTi и CuNiTi-лаковите испорачуваат предвидливи и константни сили, што ги прави погодни за третман каде што се бараат благи сили со продолжено дејство, како при деротациони процедури. Резултатите од оваа студија покажуваат дека и NiTi и CuNiTi-лаковите успешно одржуваат физиолошки сили дури и при големи свиткувања, што е особено важно за пациенти со изразена збиеност. CuNiTi-лаковите поради мартензитната состојба и подобрената пластичност при собна температура, дозволуваат и рано вклучување на неправилно поставените заби во лакот, а остануваат ефективни во нивелирање скоро до целосна деактивација, што ги прави погодни за продолжена клиничка примена.

Дополнителна поткрепа за оправданоста на повисоката цена на CuNiTi-лаковите дава наодот дека по осум недели клиничка употреба тој најконзистентно го задржува своето плато, за разлика од NiTi-лакот каде што настанува изразена деградација на плато-регионот, а силата која ја генерира иако присутна е поваријабилна. Токму поради оваа предвидливост и стабилност на силата, CuNiTi-лакот не изискува рана замена што делумно ја компензира повисоката цена.

7. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ

Резултатите од ова истражување ќе имаат директна примена во клиничката пракса, но и во унапредување на научноистражувачката дејност.

Досегашните систематски прегледи ја посочија хетерогеноста во методологијата на клиничките студии како главен проблем за спроведување метаанализа и одговор на фундаменталното прашање, кој ортодонтски лак за нивелација е најефикасен. Оттука, методологијата на ова истражување беше поставена земајќи ги предвид недостатоците и насоките посочени во досегашните студии, со цел да се добијат податоци кои ќе имаат поголема научна релевантност и клиничка примена.

Студиите во современата ортодонтска, научна литература доминантно ги споредуваат различните никел-титански легури, како и материјалите со модифицирани механички и термоеластични својства. Наспроти тоа, плетените челични лакови се значително поретко застапени во поновите клинички и лабораториски истражувања, иако тие сè уште имаат клиничка примена и до сега не покажуваат инфериорни клинички резултати во однос на своите компаратори, особено воо споредба со современите никел-титански лакови.

Ова истражување ги интегрира ин витро механичките карактеристики и ин виво клиничкиот одговор на три различни ортодонтски лака за нивелација. Овој пристап е поретко застапен во литературата, при што механичките и клиничките студии најчесто се спроведуваат одделно и од различни истражувачки групи. Наодот на кој начин и во која мера значајните механички разлики меѓу лаковите се пренесуваат во соодветни клинички разлики претставува оригинален придонес кој може да послужи како основа за редефинирање на критериумите за избор на ортодонтски лак во ортодонтската пракса и истражување.

Покрај надополнување на научната база, резултатите од истражувањето ќе најдат и директна примена во секојдневната ортодонтска пракса.

За клиничарот, резултатите ќе претставуваат насока во изборот на оптимален ортодонтски лак кој ќе даде најдобар ефект во конкрено клиничко сценарио, а како резултат ќе влијае и врз целиот понатамошен ортодонтски третман.

Отсуството на статистички сигнификантна разлика во ефикасноста на испитуваните ортодонстки лакови за нивелација, додека нивната цена и механички карактеристики покажаа значајни разлики, на клиничарите им се обезбедува основа за избор на ортодонстки лак во согласност со практичните барања на секој поединечен случај. Притоа изборот може да се темели врз фактори на економска оправданост, очекувани интервали помеѓу контролни прегледи и фрекфенција на контролни прегледи, како и на потребата од стабилност и континуираност на силите, наместо на претпоставката дека еден материјал може нужно да има клиничка предност во нивелирање на забите во однос на друг. На овој начин изборот на ортодонтски лак за нивелација се насочува од потрага по супериорен материјал кон избор заснован врз докази, при што својствата на материјалот се усогласуваат со специфичните клинички потреби.

Врз основа на спроведеното истражување и добиените резултати се отвораат можности за нови истражувања кои ќе дадат одговори на прашањата кои произлегоа од ова истражување, но и ќе го надополнат со цел да се добие целосна слика за однесувањето на ортодонтските лакови и нивниот клинички ефект.

Како продолжение на ова истражување, идните студии може да бидат насочени кон следење на ортодонтските лакови во подолг временски интервал, со цел да се добијат дополнителни сознанија за димнамиката на нивните клинички ефекти и како тие се менуваат со текот на времето. Дополнително, доколку одреден лак предизвикува поголени промени како што е случај со поголемото зголемување на периметарот кај CuNiTi-лакот, идните студии би требало да ја евалуираат и долгорочната стабилност на овие промени по завршувањето на активниот третман.

Со оглед дека дефиницијата за оптимално ортодонтско движење подразбира аплицирање на благи сили кои ќе доведеат до максимално движење на забите со минимални несакани ефекти, наредните студии би требало систематски да ги истражат биолошкиот и клиничкиот одговор поврзан со различни видови ортодонтски лакови за нивелација. Иако во ова истражување механичките разлики не се одразија во разлика во ефикасноста на нивелирањето, останува значајно прашањето дали варијациите во големината и континуитетот на сила може да влијаат врз другите клинички параметри кои се асоцирани со карактеристиките на силата како што се болка, комфор на пациентот и промени поврзани со ресорпција на корените на забите.

Со цел поголема стандардизација на резултатите, истражувањето беше спроведено во мандибуларниот дентален лак каде што збиеноста е позастапена, но и поради тоа што проширувањето и промените во мандибулата е ограничено. Идните истражувања можат да го испитуваат максиларниот дентален лек каде што различната анатомија и поголемиот потенцијал за трансверзална експанзија можат да доведат до различни одговори на истите видови ортодонтски лакови.

Индивидуалните биолошки и мофолошки карактеристики на пациентот имаат поголемо влијание во големината на движење на забите отколку механичките карактеристики на лакот, оттука се нагласува потребата од понатамошни истражувања на дополнителни биолошки фактори различни од почетната збиеност на забите кои би можеле да ја детерминираат ефикасноста на ортодонтските лакови.

8. ЗАКЛУЧОК

1. Трите испитувани ортодонтски лака покажаа различно механичко однесување.
   Големината на силата статистички значајно се разликуваше помеѓу различните видови ортодонтски лакови и степенот на свиткување.
   Кај никел-титанските лакови (NiTi и CuNiTi) по одреден степен на свиткување се формише плато-регион во кој силата е релативно константна во поголем опсег на деформација, што претставува една од главните механички предности на оваа легура. Притоа CuNiTi-лаковите презентираа подолга должина на плато-регионот укажувајќи на поголема стабилност на испорака на сила при постепено намалување на свиткувањето.
   Плетениот челичен лак покажа линеарно однесување без формирање на плато-регион, каде што намалувањето на свиткувањето беше асоцирано со значително намалување на силата.
2. Дијаметарот на ортодонтскиот лак влијаеше врз големината на силата и должината на платото. Тренд на зголемување на двата параметра се забележа кај супереластичниот NiTi и плетениот челичен лак, додека CuNiTi-лакот покажа атипично однесување во однос на големината на силата, што укажува на посложена зависност помеѓу дијаметарот и механичките карактеристики кај оваа легура.
3. Клиничката употреба на ортодонтските лакови во период од осум недели влијаеше врз намалување на силата генерирана од трите ортодонтски лака и деградација на плато-регионот кај двата никел-титански лака, што беше повеќе изразено кај NiTi-лаковите отколку кај CuNiTi-лаковите.
4. Сите три испитувани лака постигнаа клинички значајно намалување на LII во испитуваниот период, без статистички значајна разлика меѓу нив, при што регресионата анализа ја идентификуваше почетната вредност на LII како најсилен предиктор на неговата промена по осум недели, со помало учество на висината и периметарот на денталниот лак, додека видот на ортодонтскиот лак не беше асоциран со степенот на нивелирање.
5. Сите три испитувани лака доведоа до зголемување на трансверзалните димензии во мандибуларниот дентален лак, без статистички значајна разлика помеѓу групите. Притоа беше забележан тренд различните видови ортодонтски лакови да влијаат врз зголемување на ширината на различни нивоа на денталниот лак.
6. Зголемување на должината и висината на денталниот лак беше забележана кај трите испитувани лака, додека најизразена промена беше регистрирана кај периметарот на денталниот лак.
   Единствениот параметар каде што беше утврдена статистички значајна разлика помеѓу лаковите беше периметарот на денталниот лак, каде што CuNiTi-лакот покажа значително поголемо зголемување во споредба со плетениот челичен лак. Овој наод беше потврден со значајната корелација помеѓу видот на лакот и периметарот на денталнот лак, додека регресионата анлаиза сугерираше дека иако влијанието на ортодонтскиот лак врз периметарот е реално, неговото влијание е умерено.

Механичките карактеристики на ортодонтските лакови не треба да се интерпретираат изолирано од нивното клиничко однесување. Иако лабораториските испитувања овозможуваат прецизна проценка на физичките карактеристики на материјалите, тие не можат во целост да ја предвидат нивната ефикасност во клинички услови. Изборот на ортодонтски лак сам за себе не може да гарантира успешен терапевтски исход, независно од неговиот дизајн, легура или механички профил. Клиничката проценка од страна на ортодонтот останува суштински фактор во планирање и спроведување на терапијата. Во оваа смисла, на ортодонтскиот лак треба да се гледа како терапевтска алатка, а не како самостојно решение, чија вредност зависи од знаењето, искуството и клиничкото расудување на ортодонтот во секој поединечен случај.

9. СПИСОК НА КОРИСТЕНАТА ЛИТЕРАТУРА

1. Evans TJ, Durning P. Aligning archwires, the shape of things to come? A fourth and fifth phase of force delivery. Br J Orthod. 1996;23(3):269–275. doi:10.1179/bjo.23.3.269.

2. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod. 1997;67(3):197–207. doi:10.1043/0003-3219(1997)067<0197:AROCAT>2.3.CO;2.

3. Wang Y, Liu C, Jian F, McIntyre GT, Millett DT, Hickman J, et al. Initial arch wires used in orthodontic treatment with fixed appliances. Cochrane Database Syst Rev. 2018;7(7):CD007859. doi:10.1002/14651858.CD007859.pub4.

4. Proffit WR, Fields HW Jr, Larson BE, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2019.

5. Yitschaky O, Neuhof MS, Yitschaky M, Zini A. Relationship between dental crowding and mandibular incisor proclination during orthodontic treatment without extraction of permanent mandibular teeth. Angle Orthod. 2016;86(5):727–733. doi:10.2319/080815-536.1.

6. Lombardo L, Toni G, Mazzanti V, Mollica F, Spedicato GA, Siciliani G. The mechanical behavior of as received and retrieved nickel titanium orthodontic archwires. Prog Orthod. 2019;20:1. doi:10.1186/s40510-018-0251-z.

7. Uribe F, Padala S, Allareddy V, Nanda R. Patients', parents', and orthodontists' perceptions of the need for and costs of additional procedures to reduce treatment time. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2014;145(4 Suppl):S65–S73. doi:10.1016/j.ajodo.2013.12.015.

8. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(5):623–630. doi:10.1016/j.ajodo.2009.01.032.

9. Riley M, Bearn DR. A systematic review of clinical trials of aligning archwires. J Orthod. 2009;36(1):42–51. doi:10.1179/14653120722914.

10. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod. 1972;62(3):296–309. doi:10.1016/S0002-9416(72)90268-0.

11. Ashok T, Ammayappan P, Sankar H, Varma AJ. Orthodontic archwires: an update. J Sci Dent. 2023;13(1):19–24. doi:10.5005/jp-journals-10083-1026.

12. Cobourne MT, DiBiase AT. Handbook of Orthodontics. 2nd ed. Edinburgh: Elsevier; 2015.

13. Gravina MA, Canavarro C, Elias CN, das Graças Afonso Miranda Chaves M, Brunharo IHVP, Quintão CCA. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Part 2: microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. Dental Press J Orthod. 2014;19(1):69–76. doi:10.1590/2176-9451.19.1.069-076.oar.

14. Stoyanova-Ivanova A, Georgiev V, Martins JNR. Nickel ion release in nickel-containing orthodontic archwires: a narrative review of in vitro and in vivo studies. Dent J (Basel). 2025;13(5):206. doi:10.3390/dj13050206.

15. Yoneyama T, Miyazaki S, editors. Shape Memory Alloys for Biomedical Applications. Cambridge: Woodhead Publishing; 2009.

16. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989;96(2):100–109. doi:10.1016/0889-5406(89)90251-5.

17. Rucker BK, Kusy RP. Elastic flexural properties of multistranded stainless steel versus conventional nickel titanium archwires. Angle Orthod. 2002;72(4):302–309. doi:10.1043/0003-3219(2002)072<0302:EFPOMS>2.0.CO;2.

18. Srinivasan D, Krishnan RK. Mechanical properties and potential clinical implications of improved superelastic orthodontic archwires: an observational study. Cureus. 2023;15(11):e48334. doi:10.7759/cureus.48334.

19. Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 1999;69(2):151–158. doi:10.1043/0003-3219(1999)069<0151:BROABT>2.3.CO;2.

20. Pathak P, Banerjee R, Duseja S, Sharma T. Newer orthodontic archwires: a review. Int J Oral Health Dent. 2022;8:27–30. doi:10.18231/j.ijohd.2022.007.

21. Asiry MA. Biological aspects of orthodontic tooth movement: a review of literature. Saudi J Biol Sci. 2018;25(6):1027–1032. doi:10.1016/j.sjbs.2018.03.008.

22. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod. 1967;53(10):721–745. doi:10.1016/0002-9416(67)90118-2.

23. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod. 1985;88(3):252–260. doi:10.1016/S0002-9416(85)90220-9.

24. Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. Angle Orthod. 1974;44(2):113–119. doi:10.1043/0003-3219(1974)044<0113:ACIOTC>2.0.CO;2.

25. Samuels RH, 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):73–79. doi:10.1016/S0889-5406(98)70241-0.

26. Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orthod Oral Surg Radiogr. 1932;18(4):331–352. doi:10.1016/S0099-6963(32)80074-8.

27. 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. doi:10.1043/0003-3219(2003)073<0086:OFMFOT>2.0.CO;2.

28. Moga RA, Olteanu CD, Botez M, Buru SM. Assessment of the maximum amount of orthodontic force for PDL in intact and reduced periodontium (Part I). Int J Environ Res Public Health. 2023;20(3):1889. doi:10.3390/ijerph20031889.

29. Theodorou CI, Kuijpers-Jagtman AM, Bronkhorst EM, Wagener FADTG. Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: a systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2019;156(5):582–592. doi:10.1016/j.ajodo.2019.05.011.

30. Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;125(1):71–77. doi:10.1016/j.ajodo.2003.02.005.

31. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986;90(1):1–10. doi:10.1016/0889-5406(86)90021-1.

32. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JAA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121(5):483–495. doi:10.1067/mod.2002.121819.

33. International Organization for Standardization. ISO 15841:2014. Dentistry—Wires for use in orthodontics. Geneva: ISO; 2014.

34. Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. Eur J Orthod. 2013;35(1):115–123. doi:10.1093/ejo/cjr103.

35. Graber LW, Vanarsdall RL Jr, Vig KWL, Huang GJ, editors. Orthodontics: Current Principles and Techniques. 6th ed. St. Louis: Elsevier; 2017.

36. Quintão CCA, Cal-Neto JP, Menezes LM, Elias CN. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. World J Orthod. 2009;10(1):29–32.

37. Reddy RK, Katari PK, Bypureddy TT, Anumolu VNSH, Kartheek Y, Sairam NRV. Forces in initial archwires during leveling and aligning: an in-vitro study. J Int Soc Prev Community Dent. 2016;6(5):410–416. doi:10.4103/2231-0762.192940.

38. Taneja P, Duncanson MG, Khajotia SS, Nanda RS. Deactivation force-deflection behavior of multistranded stainless steel wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;124(1):61–68. doi:10.1016/S0889-5406(03)00309-3.

39. Khatri JM, Mehta VP. Evaluation of force deflection properties of various types of initial orthodontic archwires. J Indian Orthod Soc. 2014;48(4 Suppl 1):309–312. doi:10.1177/097490982014050 3S.

40. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. Angle Orthod. 2012;82(3):507–521. doi:10.2319/032511-213.1.

41. Aghili H, Yassaei S, Ahmadabadi MN, Joshan N. Load deflection characteristics of nickel titanium initial archwires. J Dent (Tehran). 2015;12(9):695–704.

42. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115(4):390–395. doi:10.1016/S0889-5406(99)70257-X.

43. Meling TR, Ødegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(3):263–273. doi:10.1067/mod.2001.112451.

44. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. Angle Orthod. 2004;74(5):691–696. doi:10.1043/0003-3219(2004)074<0691:SIBOAS>2.0.CO;2.

45. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. Eur J Orthod. 2003;25(4):417–421. doi:10.1093/ejo/25.4.417.

46. Montasser MA, Keilig L, El-Bialy T, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Effect of archwire cross-section changes on force levels during complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015;147(4 Suppl):S101–S108. doi:10.1016/j.ajodo.2014.11.024.

47. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127(4):403–412. doi:10.1016/j.ajodo.2004.09.015.

48. Liu C, Wei Z, Jian F, McIntyre G, Millett DT, Lai W, et al. Initial arch wires used in orthodontic treatment with fixed appliances. Cochrane Database Syst Rev. 2024;2024(2):CD007859. doi:10.1002/14651858.CD007859.pub5.

49. Papageorgiou SN, Konstantinidis I, Papadopoulou K, Jäger A, Bourauel C. A systematic review and meta-analysis of experimental clinical evidence on initial aligning archwires and archwire sequences. Orthod Craniofac Res. 2014;17(4):197–215. doi:10.1111/ocr.12048.

50. West AE, Jones ML, Newcombe RG. Multiflex versus superelastic: a randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;108(5):464–471. doi:10.1016/S0889-5406(95)70046-3.

51. O'Brien K, Lewis D, Shaw W, Combe E. A clinical trial of aligning archwires. Eur J Orthod. 1990;12(4):380–384. doi:10.1093/ejo/12.4.380.

52. Ong E, Ho C, Miles P. Alignment efficiency and discomfort of three orthodontic archwire sequences: a randomized clinical trial. J Orthod. 2011;38(1):32–39. doi:10.1179/14653121141218.

53. Jones M, Chan C. The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: a randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992;102(4):373–381. doi:10.1016/0889-5406(92)70054-E.

54. Roscoe MG, Meira JBC, Cattaneo PM. Association of orthodontic force system and root resorption: a systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015;147(5):610–626. doi:10.1016/j.ajodo.2014.12.026.

55. Harper C. A comparison of medieval and modern dentitions. Eur J Orthod. 1994;16(3):163–173. doi:10.1093/ejo/16.3.163.

56. Aydın B, Şenışık NE, Koşkan Ö. Evaluation of the alignment efficiency of nickel-titanium and copper-nickel-titanium archwires in patients undergoing orthodontic treatment over a 12-week period: a single-center, randomized controlled clinical trial. Korean J Orthod. 2018;48(3):153–162. doi:10.4041/kjod.2018.48.3.153.

57. Abdelrahman RSh, Al-Nimri KS, Al Maaitah EF. A clinical comparison of three aligning archwires in terms of alignment efficiency: a prospective clinical trial. Angle Orthod. 2015;85(3):434–439. doi:10.2319/041414-274.1.

58. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. Angle Orthod. 2007;77(6):991–998. doi:10.2319/101206-423.1.

59. Bellini H, Moyano J, Gil J, Puigdollers A. Comparison of the superelasticity of different nickel-titanium orthodontic archwires and the loss of their properties by heat treatment. J Mater Sci Mater Med. 2016;27(10):158. doi:10.1007/s10856-016-5767-5.

60. Pratomo HG, Mardiati E, Soemantri ES, Evangelina IA. Deflection test on different orthodontic wire materials sized 0.016 × 0.022 inches. Maj Kedokt Gigi Indones. 2018;4(3):142–148. doi:10.22146/majkedgiind.31236.

61. Sofar MK, Rafeeq RA. Evaluation of mechanical properties of NiTi and CuNiTi archwires in as received and after artificial aging. J Res Med Dent Sci. 2021;9(2):73–79.

62. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Eur J Orthod. 1995;17(5):395–402. doi:10.1093/ejo/17.5.395.

63. Duerig TW, Melton KN, Stöckel D, Wayman CM, editors. Engineering Aspects of Shape Memory Alloys. London: Butterworth-Heinemann; 1990. doi:10.1016/C2013-0-04566-5.

64. Azizi F, Extiari A, Imani MM. Tooth alignment and pain experience with A-NiTi versus Cu-NiTi: a randomized clinical trial. BMC Oral Health. 2021;21(1):431. doi:10.1186/s12903-021-01789-5.

65. Evans TJ, Jones ML, Newcombe RG. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114(1):32–39. doi:10.1016/S0889-5406(98)70234-3.

66. Phermsang-ngarm P, Charoemratrote C. Comparison of the load-deflection characteristics of 0.012″ heat-activated, superelastic and bent superelastic nickel titanium wires. Orthod Waves. 2018;77(3):169–175. doi:10.1016/j.odw.2018.06.001.

67. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. Eur J Orthod. 2008;30(6):661–667. doi:10.1093/ejo/cjn057.

68. Fleming PS, Lee RT, McDonald T, Pandis N, Johal A. The timing of significant arch dimensional changes with fixed orthodontic appliances: data from a multicenter randomised controlled trial. J Dent. 2014;42(1):1–6. doi:10.1016/j.jdent.2013.11.010.

69. Msungu PJ, Machibya F, Mlangwa MM. Comparison of clinical efficiency between super elastic nickel titanium (SE NiTi) and copper nickel titanium (Cu NiTi) archwires during alignment phase of orthodontic treatment. Int J Orthod Rehabil. 2024;15(3):35–45. doi:10.56501/intjorthodrehabil.v15i3.1059.

70. Antoszewska-Smith J, Bohater M, Kawala M, Sarul M, Rzepecka-Skupień M. Treatment of adults with anterior mandibular teeth crowding: reliability of Little's Irregularity Index. Int J Dent. 2017;2017:5057941. doi:10.1155/2017/5057941.

71. Cobb NW, Kula KS, Phillips C, Proffit WR. Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment. Clin Orthod Res. 1998;1(1):12–19. doi:10.1111/ocr.1998.1.1.12.

72. Gravina MA, Brunharo IHVP, Fraga MR, Artese F, Campos MJDS, Vitral RWF, et al. Clinical evaluation of dental alignment and leveling with three different types of orthodontic wires. Dental Press J Orthod. 2013;18(6):31–37. doi:10.1590/S2176-94512013000600006.

73. Sandhu SS, Shetty VS, Mogra S, Varghese J, Sandhu J, Sandhu JS. Efficiency, behavior, and clinical properties of superelastic NiTi versus multistranded stainless steel wires. Angle Orthod. 2012;82(5):915–921. doi:10.2319/100311-622.1.

74. Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: a double-blind randomized controlled trial. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136(2):152.e1–152.e7. doi:10.1016/j.ajodo.2009.03.030.

75. Ashok T, Ammayappan P, Alexander L, Kengadaran S, Kumar P. Evaluation of the efficiency of SmartArch, copper-NiTi, and NiTi archwires in resolving mandibular anterior crowding: a double-blinded randomized controlled trial. J Orthod Sci. 2024;13:42. doi:10.4103/jos.jos_39_24.

76. Nkwocha F, Akinyamoju C, Temisanren O, daCosta O, Denloye O. Time to alignment of anterior segment crowding treated with NiTi and copper NiTi arch wires. Niger Dent J. 2025;33(1). doi:10.61172/93tpgf43.

77. Jain S, Sharma P, Shetty D. Comparison of two different initial archwires for tooth alignment during fixed orthodontic treatment—a randomized clinical trial. J Orthod Sci. 2021;10:13. doi:10.4103/jos.JOS_17_20.

78. Housley JA, Nanda RS, Currier GF, McCune DE. Stability of transverse expansion in the mandibular arch. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;124(3):288–293. doi:10.1016/S0889-5406(03)00450-5.

79. Braun S, Hnat WP, Johnson BE. The curve of Spee revisited. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110(2):206–210. doi:10.1016/S0889-5406(96)70110-5.

БИОГРАФИЈА

Д-р Стефана Чакар Коцевски е родена во Скопје, Република Северна Македонија на 29.11.1990 година. Моментално работи како доктор специјалист по ортодонција на Клиниката по ортодонција при Универзитетската стоматолошка клиника „Св. Пантелејмон“, Скопје.

Основното и средното образование ги завршува во Скопје, Република Северна Македонија и своето високо образование го започнува на Факултет по стоматологија при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје во 2009 година. Во текот на своето студирање, д-р Стефана Чакар Коцевски учествува на две студентски размени. Најпрво на Стоматолошкиот факултет при Универзитетот во Осло, а следната година на Стоматолошкиот факултет при Факултетот во Љубљана.

Во текот на своето студирање активно учествува на домашни и интернационални конгреси и е активен член на Интернационалната асоцијација на студенти по стоматологија (IADS). Покрај стручното образование, д-р Стефана Чакар Коцевски учествува и во волонтерски активности кои имаат за цел подигање на свеста за оралното здравје. Еден од тие проекти е и волонтерската работа во Yogyakarta, Индонезија.

По дипломирањето во 2014 година, д-р Стефана Чакар Коцевски се стекнува со титулата доктор по стоматологија, додека во 2023 година станува специјалсит по ортодонција. Со научноистражувачка дејност започннува со запишување на магистерските студии на Стоматолошкиот факултет при УКИМ каде што во 2018 година се стекнува со титулата магистер по стоматолошки науки. Докторските студии ги започнува во 2021 година под менторство на проф. д-р Лидија Кануркова на истиот факултет.

Своето професионално искуство го започнува најпрво во приватниот сектор, во семејната приватна стоматолошка ординација „Чакар“ заедно со нејзиниот татко и чичко. Потоа, д-р Стефана Чакар Коцевски работи во одделот за Истражување и развој при фармацевтската компанија „Алкалоид“ во Скопје, по што се вработува на Клиниката по ортодонција.

Покрај клиничката работа, посебен интерес пројавува кон научноистражувачката дејност. Во текот на својата работа на Клиниката, остварува стручен престој на Клиниката по ортодонција при Универзитетот во Ријека, Хрватска, каде што има можност да ги прошири своите знаења и клинички искуства во областа на ортодонцијата.

Нејзиниот посебен научен и стручен интерес е насочен кон биомеханиката во ортодонцијата и кон факторите кои влијаат врз успешноста на ортодонтскиот третман. Во таа насока, интересот за ортодонтските лакови и нивното клиничко однесување претставува значаен дел од нејзината истражувачка ориентација.

Од особен интерес за неа е и ортодонтскиот третман на пациенти со расцепи на усна и непце, како комплексна и хумана област во рамките на стоматолошката професија. Овој сегмент го смета за исклучително важен, бидејќи бара мултидисциплинарен пристап, долгорочно следење и индивидуализирано планирање на терапијата, со цел подобрување не само на оралното здравје, туку и на функционалниот, естетскиот и психосоцијалниот квалитет на живот на пациентите.

Член е на Македонското здружение на специјалисти по ортодонција и активно се залага за континуирана стручна едукација, размена на искуства и дисеминација на стекнатото знаење во професионалната средина.

АВТОРЕЗИМЕ НА МАКЕДОНСКИ ЈАЗИК

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“
ВО СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
Катедра по ортодонција

Стефана Петар Чакар Коцевски

КЛИНИЧКА ЕФИКАСНОСТ И МЕХАНИЧКИ КАРАКТЕРИСТИКИ НА ОРТОДОНТСКИТЕ ЛАКОВИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ФАЗАТА НА НИВЕЛАЦИЈА ПРИ ФИКСНИОТ ОРТОДОНТСКИ ТРЕТМАН

Авторезиме на докторски труд

Скопје, 2026

1. ВОВЕД

Фазата на нивелација на забите претставува првата фаза во фиксниот ортодонтскиот третман. Идеално, лаковите за нивелација треба да користат благи и континуирани сили кои ќе придонесат за максимално движење на забите, со минимални несакании ефекти како што се болка и подминирачка ресорпција на коренот на забот.

Ефикасноста на ортодонтскиот третман според литературните податоци е во корелација со механичките карактеристики на лакот кои ја детерминираат големината и константноста на силата. Овие карактеристики пак зависат од видот на материјал од кој е изработен лакот, дијаметарот и должината на лакот. Оттука, изборот на материјал и големина на ортодонскиот лак во фазата на нивелација се значајни варијабли кои се одговорни за оптимален и предвидлив ортодонтски третман.

Трите најчесто користени ортодонтски лакови во фазата на нивелација при фиксниот ортодонтски третман се: плетен челичен лак, супереластичен никел-титански (NiTi) лак и бакар никел-титански лак (CuNiTi), кои се и предмет на истражување во овој докторски труд. Сите три претставуваат материјали со различен состав на легурата, меѓутоа наменети за користење во истата фаза од ортодntскиот третман. Супереластичните NiTi лакови се одликуваат со две значајани карактеристики: супереластичност и меморија да се вратат во својата првобитна форма по свиткување. CuNiTi лаковите во својот состав имаат и бакар кој е ефикасен спроводник на топлина и овозможува генерирање на похомогено оптеретување по целата должина на лакот, но и подобра контрола на температурниот опсег на фазна трансформација. Ова температуртно зависно однесување, според науката на која се базираат термоактивните лакови, би требало да придонесе за динамично оптоварување од ортодонтскиот лак што ќе резултира со попожелна реакција на ткивото во споредба со лак која врши статичко оптоварување. Од друга страна плетените челични лакови претставуваат економичен избор во првата фаза на ортодонтскиот третман и благодарение на нивната плетена структура можат да обезбедат релативнно ниска крутост и благи сили, а литературата до денес не покажала докази за нивно инфериорно делување во фазата на нивлација.

Покрај наведените разлики во механичките карактеристики, досегашните литературни податоци не покажуваат јасен заклучок дека одреден вид на ортодntски лак кој се користи во фазата на нивелација покажува значителна предноста во однос на друг во клинички услови. Дополнително хетерогеноста во дизајнот на студиите ги ограничува можностите за сумирање на податоците и оневозможува спроведување на мета-анализа која би можела да придонесе кон појасен одговор за тоа која лак за нивелација е најефикасен Како резултат, секојдневната клиничка пракса во голема мера се потпира на експертски мислења или досегашни искуства, наспроти пракса базирана на докази. Како резултат, но имајќи во предвид и дека ортодонтското движење на забите претставува сложен биолошки процес, останува отворено прашањето дали лабораториските разлики помеѓу лаковите се одразуваат врз клиничките промени во денталниот лак, што ја дава оправданоста за ова истражување.

Целта на ова истражување е да даде целосна слика за однесувањето на ортодонтските лакови во фазата на нивелација преку интегрирање на механичките карактеристики испитани во лабораториски услови и клиничките промени кои настануваат при поставување на еден од трите најчесто користени ортодонтски

лакови за нивелација: плетен челичен лак, супереластичен никел-титански лак (NiTi) и бакар-никел-титански лак (CuNiTi). На овој начин истражувањето ќе обезбеди сеопфатно разбирање и основа за информиран избор на ортоднтски лак во фазата на нивелација во секојдневната ортодонтска пракса.

Врз основа на наведеното поставени се следните хопотези:

Хипотеза 1: Материјалот, дијаметарот и клиничката употреба на ортодонтските лакови за нивелација доведуваат до разлики во нивните механичките карактеристики определени преку тестот на свиткување во три точки.

Хипотеза 2: Не постои разлика во клиничката ефикасност помеѓу плетен челичен лак, супереластичен никел-титански (NiTi) и бакар-никел-титански лак (CuNiTi) во првите осум недели од фазата на нивелација при фиксниот ортоднтски третман.

Од механичките карактеристики на лакот предмет на истражување е силата на растоварување т.е. силата која се пренесува од ортодонтскиот лак на забите и нејзините карактеристики помеѓу различни видови на ортоднтски лакови за нивелација. Меѓутоа и начинот на кој таа се менува со зголемувањето на дијаметарот на ортодонтскиот лак и како влијае клиничката употреба на механичките карактеристики на лакот по осум недели интраорална употреба. Клиинчката ефикасност е регистрирана преку промени на положбата на забите и мандибуларниот дентален лак, во период од осум недели започнувајќи од поставувањето на фиксниот ортоднтски апарат и испитуваниот ортоднтски лак. Како примарен исход е проценет степенот на намалување на збиеноста на мандибуалрните заби според Little's Irregularity Index. Дополнително, се испитани трансверзалните промени, промената во должината и висина на денталниот лак и промена во периметарот на денталниот лак.

Научниот придонес на ова истражување се состои во интегрираниот пристап на клиничко и лабораториско испитување на три различни ортоднтски лакови за нивелација. Овој пристап е ретко застапен во литературата, при што механичките и клиничките студии најчесто се спроведуваат одделно и од различни истражувачки групи. Наодот на кој начин и во која мера значајните механички разлики меѓу лаковите се пренесуваат во соодветни клинички разлики претставува оригинален придонес кој може да послужи како основа за редефинирање на критериумите за избор на ортодонтски лак во ортодонтската пракса и истражување. Покрај надополнување на научната база, резултатите од истражувањето ќе најдат и директна примена во секојдневната ортодонтска пракса. За клиничарот, резултатите ќе претставуваат насока во изборот на оптимален ортодонтски лак кој ќе даде најдобар ефект во конкрено клиничко сценарио, а како резултат ќе влијае и врз целиот понатамошен ортодонтски третман.

Содржината на докторскиот труд е поделена во поглавја и тоа вовед, преглед на литературата во кој се анализираат досегашните сознанија во однос на механичките карактеристики и клиничката ефикасност на ортодонтските лакови кои се користат во фазата на нивелација со посебен акцент на методолошките недостатоци и ограничувања на досегашните истражувања, но и на препораките произлезени од нив кои беа земени во предвид при планирање на ова истражување. Во поглавјето материјал и метод детално е опишан начинот на изведување на истражувањето, вклучувајќи го протоколот на изведување на лабораториското и клиничкото испитување, како и дефинирање на параметрите кои се предмет на анализа, со цел да се обезбеди транспарентност и репродуктибилност на истражувањето. Резултатите се презентирани последователно, најпрво за механичкиот дел, а потоа и за клиничкиот дел. Дискусијата ги интегрира и споредува сознанијата добиени

од лабораториските испитувања со клиничките промени, овозможувајќи целосно согледување на нивната поврзаност. Заклучокот ги сумира главните наоди од истражувањето, и дава одговор на поставените цели на истражувањето, однонсо ги потврдува или отфрла поставените хипотези, а врз основа на резултатите дава и препораки за идни истражувања во оваа област.

2. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА

Истражувањето претставува проспективно контролирано клиничко испитување дополнето со лабораториско ин витро тестирање на испитуваните ортодонтски лакови. Овој комбиниран пристап овозможува паралелна евалуација на клиничките и на лабораториските својства на ортодонтските лакови, со што се добива сеопфатна слика за нивното однесување и ефикасност во фазата на нивелација.

Клиничкиот дел од истражувањето беше спроведен на Клиниката за ортодонција при Универзитетскиот стоматолошкиот клинички центар „Св Пантелејмон“, Скопје, Р. Северна Македонија. Додека, лабораториското испитување на ортодонтските лакови беше изведено на Машинскиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје, Р. Северна Македонија.

2.1 Материјал

2.1.1 Лабораториски дел

Испитувањето вклучи три вида ортодонтски лака за нивелација, испитувани во нивните почетни дијаметри: плетен челичен лак со дијаметар 0,015″ (*Dentaflex*, *Dentaurum)*, супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″ (*Rematitan*, *Dentaurum)* и CuNiTi лак со дијаметар 0,013″ (*Tanzo Premium, American Orthodontics).* Дополнителни, поголеми дијаметри на испитуваните ортодонтски лакови (0,018″ (*Dentaflex*, *Dentaurum)*, супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,014″ (*Rematitan*, *Dentaurum)* и CuNiTi лак со дијаметар 0,014″ (*Tanzo Premium, American Orthodontics).)* беа аналзиирани со цел да се евалуира влијанието на дијаметарот на лакот врз силата која ортодонтскиот лак ја генерира на забите од мандибуларниот дентален лак.

За да се испита како клиничката употреба на испитуваниот лак влијае врз силите дистрибуирани врз забите, примероците по интраорална употреба беа земени сукцесивно, односно беа вклучени првите шест испитаници во секоја група кои го завршија клиничкиот дел и кај кои лакот беше присутен во устата во целосниот 8-неделен период.

За секој испитуван параметар (материјал, дијаметар, клиничка употреба) беа анализирани по шест примероци од иста серија согласно барањата од ISO 15841:2014 (E) Dentistry- Wires for use in orthodontics.

Тестот на свиткување во три точки беше изведен на универзална машина за тестирање Shimadzu. За прибирање на податоците добиени од тестот на свиткување во три точки беше користен софтвер TRAPEZIUMX.

2.1.2 Клинички дел

Во клиничкото истражување беа вклучени 75 испитаници, поделени во три групи, односно секоја група беше составена од по 25 испитаници.

- Група 1 ја сочинуваа испитаници на кои им беше поставен 0,015″ плетен челичен лак (*Dentaflex*, *Dentaurum*),
- Група 2 ја сочинуваа испитаници на кои им беше поставен 0,012″ супереластичен NiTi-лак (*Rematitan*, *Dentaurum)* и
- Група 3 ја сочинуваа испитаници на кои им беше поставен 0,013″ CuNiTi-лак (*Tanzo Premium, American Orthodontics)*.

Секој испитаник по случаен избор доби еден од испитуваните лакови при поставување на фиксниот апарат. На испитаниците им беа поставени брекети со Roth прескрипција и големина на слот 0,022″ (*American Orthodontics*) од втор премолар на една страна од денталниот лак до втор премолар на спротивната страна, додека на првите молари беа поставени туби. Кај сите испитаници беа користени еластични лигатури (*American Orthodontics*).

Истражувањето започна со поставувањето на фиксниот ортодонтски апарат и првиот испитуван ортодонтски лак (T0), а траеше во наредните 8 недели (T1).

Отпечаток со алгинат беше земен пред поставување на фиксниот ортодонтски апарат (T0) и по 8 недели од поставувањето на испитуваниот лак (T1), што претставува просечно време помеѓу две ортодонтски контроли.

Понатаму беа излеани студио модели за гнатометриска анализа.

2.1.3 Индекс на цена

Цените на испитуваните ортодонтски лакови беа добиени од официјални ценовници на дистрибутерите на Dentaurum и American Orthodontics за Р. Северна Македонија. За секој лак беше земена цена на пакување од 10 лака, во денари.

2.2 Метод

2.2.1 Лабораториски дел

Лабораториското испитување кое има за цел да ги анализира механичките карактеристики на лаковите беше спроведено според критериумите на ISO 15841:2014 (E) Dentistry- Wires for use in orthodontics со тест на свиткување во три точки. Примероците беа испитувани на температура од 36 ± 1 °C.

Податоците од тестот на свиткување во три точки беа трансферирани во Excel табела и беше генериран графикон за секој испитуван примерок со помош на софтверот TRAPEZIUM X. На графикон X-оската ја означува големината на свиткувањето, изразена во mm, додека Y-оската ја означува големината на силата, изразена во N.

Од графиконот сила-свикткување беше аналзиирана:

- Големината на силата на растоварување при свиткување од 3,0 (F1), 2,0 (F2), 1,0 (F3) и 0,5 (F4) mm опишано во ISO 15841:2014 (E) Dentistry- Wires for use in orthodontics

- Должината на плато-регионот дефинирана како дел од кривата на растоварување каде што силата е реалтивно константна. На X-оската која ја означува големината на свиткувањето беше одреден почетокот и крајот на плато-регионот. Разликата помеѓу овие две вредности ја покажа должината на плато-регионот.
- Големината на хистерезата при свиткување од 3,0 (F1), 2,0 (F2), 1,0 (F3) и 0,5 (F4) mm. За да се пресмета хистерезата, беше измерена разликата помеѓу силата при оптоварување и силата при растоварување (разлика помеѓу кривите) во секоја точка на свиткување.

2.2.2 Клинички дел

На стдуио моделите беше направена гнатометриска анализа со цел да ги одреди следниве параметри:

- Ниво на нивелирање на забите во антериорниот сегмент на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Нивелирање на забите во мандибуларниот дентален лак се одреди преку мерења направени на студио модел со помош на шублер и користејќи го Little Irregularity Index. Техниката вклучуваше мерење на линеарно растојание од анатомска контактна точка до соседна анатомска контактна точка на мандибуларните антериорни заби. Сумата од растојанијата (a + b + c + d + e) мерена во *mm*, го прикажа индексот на збиеност.
- Ширина на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Ширината на мандибуларниот денталниот лак се одреди преку мерење во четири нивоа: во ниво на канините, ниво на првите премолари, ниво на вторите премолари и ниво на први молари според Harper. Мерењето беше спроведено на студио модел со помош на шублер.

- интерканинското растојание се мереше како растојание помеѓу врвовите на канините во мандибуларниот дентален лак.
- интерпремоларното растојание се мереше како растојанието помеѓу највисоките точки на букалните тубери на првите и вторите мандибуларни премолари.
- интермоларното растојание се мереше како растојание помеѓу највисоките точки на букалните дистални тубери на првите молари.

- Должина на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Должината на денталниот лак се одреди од левата и десната страна на денталниот лак според Harper. Таа го претставува растојанието помеѓу дисталната површина на првиот перманентен молар и контактната точка меѓу централните инцизиви.
- Висина на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Висината на мандибуларниот дентален лак беше измерена како растојание меѓу дисталната површина на првите молари и инцизалниот раб на централните инцизиви одејќи по linea mediana, според Harper.
- Периметар на мандибуларен дентален лак [Време: T0, T1]

  Периметарот на мандибуларниот дентален лак беше измерен како должина од мезијалната страна на првиот молар преку контактните точки и инцизалните рабови на останатите заби се до мезијалната страна на првиот молар од спротивната страна на денталниот лак, според Aydın и соработниците**.** Во ова испитување мерењето се вршеше со помош на лесно свитлива жица.

2.2.3 Индекс на цена

Со цел стандардизирана споредба на релативната цена помеѓу лаковите, беше конструиран индекс на цена, каде што лакот со најниска цена, плетен челичен лак 0,015" (Dentaflex) беше земен како референтна вредност со индекс на цена 1,00. Индексот на цена за преостанатите два лака беше пресметан според формулата:
Индекс на цена = цена на лак (испитуван лак) / цена на лак (референтен лак)

Врз основа на добиените вредности за индекс на цена и просечната клиничка ефикасност за секој лак, беше извршено рангирање на трите испитувани лака според односот цена – ефикасност (cost-efficiency ranking), со цел да се процени дали зголемувањето на цената е пропорционално проследено со зголемување на клиничката ефикасност.

2.3 Статистичка обработка на податоците

Податоците беа статистички обработени со програмскиот пакет IBM SPSS верзија 26. Сите тестови се спроведени со интервал на доверба од 95 % и вредностите на $p < 0,05$ се сметаа за статистички значајни. Согласно резултатите од тестовите Kolmogorov–Smirnov statistic констатиравме дека сите промени на ортодонтските параметри и механичките својства на лаковите се нормално распоредени (сите $p > 0,05$).

Преку тестови за дескриптивни статистики, односно преку мерки на централна тенденција и мерки на дисперзија, се анализирани ортодонските параметри на пациентите на почетокот и по 8 недели, како и на својствата на материјалите кои беа лабараторски тестирани, изразени како средна вредност (Mean), стандардна девијација (SD), Skewness (мерка која покажува дали и како распределбата на резултатите е накривена на лево или на десно, односно преовладуваат пониски или повисоки вредности од просечната вредност), Kurtosis (мерка која покажува дали и колку распределбата е остра или рамна во споредба со нормалната, односно дали има или нема екстремни вредности многу поголеми од просечната вредност), минимум, максимум. Промените на ортодонтските параметри на пациентите се прикажани како разлика од почетната состојба и состојбата по 8 недели.

Поради нормалната дистрибуција на податоците, користени се параметарски еднофакторска анализа на варијанса тестови (One-Way ANOVA тестови) и тестови за независни примероци (Independent Samples тестови) за испитување на значајноста на разликите во промените на анализираните отродонтски параметри, според карактеристиките на лаковите.

Тестови за корелација Point-biserial и Pearson correlation coefficient (r) се спроведени за испитување на јачината и насоката на линеарната врска помеѓу испитуваните карактеристики на лаковите.

Бинарни и мултипли линеарни регресиони анализи се употребени за одредување и квантифицирање на предикторска моќ на карактеристиките на лаковите за подобра клиничка ефикасност, но и за предвидување на значајни фактори за подобри клинички резултати врз основа на сите карактеристики пред употребата на лаковите.

3. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ

Со тестот на свиткување во три точки беа добиени криви на сила и свиткување кои го прикажуваат механичкото однесување на испитуваните ортодонтски лакови. Добиените криви овозможија визуелна проценка на карактеристичниот механички одговор на секој од испитуваните лакови, а воедно и основа за определување на силата при различен степен на свиткување, како и анализа на плато регионот и хистерезата.

Во табела 1 се прикажани резултатите за силата при различни степени на свиткување на лаковите според материјалот на лакот.

Табела 1. Анализа на силата според материјал на лак

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак						
Сила при свиткување од 3 mm	0,99	0,26	0,706	-1,172	0,66	1,48
Сила при свиткување од 2 mm	0,60	0,02	-0,177	-0,864	0,21	0,90
Сила при свиткување од 1 mm	0,40	0,26	-0,425	-1,524	0,02	0,73
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,17	0,10	0,320	0,207	0,02	0,41
Плетен челичен лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,75	0,52	0,682	-1,449	1,13	2,56
Сила при свиткување од 2 mm	1,16	0,31	0,384	-1,443	0,74	1,65
Сила при свиткување од 1 mm	0,37	0,10	-0,233	-1,220	0,21	0,53
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,02	0,02	-0,087	-1,325	0,00	0,05
CuNiTi лак						
Сила при свиткување од 3 mm	1,02	0,19	2,306	8,039	0,80	1,66
Сила при свиткување од 2 mm	0,62	0,10	0,224	-0,950	0,48	0,79
Сила при свиткување од 1 mm	0,50	0,22	-1,080	0,279	0,06	0,74
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,41	0,22	-0,945	-0,490	0,02	0,66

Кај супереластичниот NiTi-лак релативно стабилно се намалува силата со намалување на свиткувањето што укажува дека овие лакови имаат способност за

постепено и континуирано ослободување на сила, што е карактеристично за суперелластичните материјали.

Во однос на плетениот челичен лак, највисоки вредности на силата се детектирани при поголеми свиткувања, но се забележува дека со намалување на свиткувањето оваа сила нагло се намалува до речиси занемарлива вредност. Оттука, може да заклучиме дека плетениот челичен лак има тенденција за помало одржување на континуирана сила во текот на подолг третман, во споредба со другите два никел титански лакови.

CuNiTi-лакот пак покажува најконзистентни и механички најповолни својства. Тој се разликува во однос на другите анализирани лакови по тоа што задржува релативно високи вредности и при помали свиткувања што значи дека овој лак има способност да одржува задоволително континуирана и стабилна сила во текот на подолг период на активација.

ANOVA тестирањето кое прави анализа на разликите, укажува дека постојат статистички значајни разлики во силата при различен степен на свиткување помеѓу испитуваните групи, со исклучок на свиткување од 1 mm. Post Hoc анализата понатаму укажува дека овие разлики се резултат на разликите во силите измерени кај плетениот челичен лак и останатите два вида лакови, потврдувајќи дека плетениот челичен лак развива значително поголема сила, но и рефлектира поголема сила при поголеми свиткувања од другите два лака.

Параметрите „почеток на плато“, „крај на плато“ и „должина на плато“ се од суштинско значење, бидејќи подолго и порамномерно плато значи поконзистентно ослободување сила, што е клинички пожелно. Резултатите од истражувањето укажуваат дека должината на платото кај CuNiTi-лакот во просек изнесува 1,66 mm, и е доста поголема од просечната должина на плато на суперелластичниот лак, која изнесува 1,28 mm, што посочува дека CuNiTi-лакот обезбедува подолг опсег на свиткување во кој силата останува константна, во споредба со суперелластичниот лак. CuNiTi-лакот има поран почеток на платото, подолга должина и висока конзистентност (SD = 0 – 0,11 mm), и според тоа има подобра способност за одржување на континуирана и оптимална сила во текот на третманот. Иако посочивме дека постојат разлики во параметрите поврзани со платото кај суперелластичниот лак и CuNiTi-лакот, во продолжение со тестот на независни примероци, ја испитавме значајноста на овие разлики. Резултатите се прикажани во табела 2.

Табела 2. Разлики во плато според вид на лаковите

Тест за независни примероци										
		Левенов тест за еднаквост на варијансите		t-тест за еднаквост на средните вредности						
		F	Sig.	t	df	p	Просечна разлика	Стандардна грешка на разликата	95% интервал на доверба за разликата	
									Долна граница	Горна граница
Почеток на плато	Претпоставени еднакви варијанси	2,439	0,149	4,213	10	0,002	0,38333	0,09098	0,18061	0,58605
	Не се претпоставени еднакви варијанси			4,213	5,347	0,007	0,38333	0,09098	0,15395	0,61272

Крај на плато	Претпоставени еднакви варијанси	6,250	0,031	-1,000	10	0,341	-0,06667	0,06667	-0,21521	0,08188
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-1,000	5,000	0,363	-0,06667	0,06667	-0,23804	0,10471
Должина на плато	Претпоставени еднакви варијанси	6,493	0,029	-3,990	10	0,003	-0,45000	0,11279	-0,70132	-0,19868
	Не се претпоставени еднакви варијанси			-3,990	5,223	0,010	-0,45000	0,11279	-0,73626	-0,16374

Забележуваме дека разликите во однос на почетокот на платото (p = 0,002) и во однос на должината на платото (p = 0,003) се значајни, додека во однос на крајот на платото не се (p = 0,341). Позитивната вредност на разликата за почетокот на платото укажува дека супереластичниот лак има значајно повисок почеток на платото во споредба со CuNiTi-лакот, додека негативната вредност на разликата за должината на платото укажува дека супереластичниот лак има пократко плато во однос на CuNiTi-лакот, што укажува дека супереластичниот лак обезбедува подолг интервал на свиткување во кој силата останува константна, што е од особена важност за континуирано и контролирано движење на забите во текот на ортодонскиот фиксен третман.

Следните три табели ги претставуваат дескриптивните статистики на односот сила и дијаметар за супереластичен NiTi-лак, CuNiTi- лак и плетен челичен лак

Табела 3. Сила при растоварување во однос на дијаметарот на супереластичните NiTi-лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,012″						
Сила при свиткување од 3 mm	0,83	0,03	-1,997	4,562	0,76	0,86
Сила при свиткување од 2 mm	0,59	0,04	-0,108	-2,487	0,54	0,64
Сила при свиткување од 1 mm	0,47	0,02	0,248	-0,014	0,45	0,50
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,22	0,06	-0,091	-0,755	0,14	0,30
Супереластичен NiTi-лак со дијаметар 0,014″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,34	0,08	0,872	1,772	1,23	1,48
Сила при свиткување од 2 mm	0,83	0,05	0,032	0,143	0,76	0,90
Сила при свиткување од 1 mm	0,67	0,04	0,547	0,547	0,62	0,73
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,23	0,09	1,787	3,548	0,15	0,41

Може да се заклучи дека лакот со поголем дијаметар 0,014″ развива повисоки сили на растоварување во споредба со лакот 0,012″ кај NiTi лаковите и

дека дијаметарот директно влијае врз механичката активност и способноста за создавање ортодонтска сила.

Табела 4. Сила при растоварување во однос на дијаметарот на CuNiTi-лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
CuNiTi лак со дијаметар од 0,013″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,02	0,04	0,534	0,706	0,95	1,08
Сила при свиткување од 2 mm	0,73	0,05	0,262	-1,457	0,67	0,79
Сила при свиткување од 1 mm	0,69	0,04	-0,159	-1,511	0,64	0,74
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,61	0,06	-1,406	2,093	0,50	0,66
CuNiTi лак со диајметар од 0,014″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,02	0,06	-0,583	1,350	0,92	1,10
Сила при свиткување од 2 mm	0,58	0,05	-0,636	1,105	0,49	0,65
Сила при свиткување од 1 mm	0,50	0,05	0,221	-0,067	0,44	0,57
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,46	0,05	1,209	0,269	0,42	0,55

Кај двата дијаметри силата постепено се намалува со намалување на свиткивањето, а двата дијаметра покажуваат речиси исто однесување при најголемо свиткување, додека при помалите нивоа на свиткување CuNiTi 0,013″ развива повисоки сили во споредба со CuNiTi 0,014″.

Табела 5. Сила при растоварување во однос на дијаметарот на плетените челични лакови

	Средна вредност	Стандардна девијација	Skewness	Kurtosis	Минимална вредност	Максимална вредност
Плетен челичен лак со дијаметар од 0,015″						
Сила при свиткување од 3 mm	1,43	0,11	-0,798	0,220	1,25	1,54
Сила при свиткување од 2 mm	1,09	0,06	0,502	-1,915	1,03	1,17
Сила при свиткување од 1 mm	0,46	0,05	-0,251	-0,467	0,38	0,53
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,04	0,01	-0,523	-1,875	0,02	0,05
Плетен челичен лак со дијаметар од 0,018″						
Сила при свиткување од 3 mm	2,45	0,10	-0,374	-0,573	2,30	2,56
Сила при свиткување од 2 mm	1,56	0,06	-0,352	2,500	1,45	1,65
Сила при свиткување од 1 mm	0,39	0,08	-0,642	-1,935	0,29	0,47
Сила при свиткување од 0,5 mm	0,02	0,02	0,000	-2,685	0,00	0,04

Може да се заклучи дека поголемиот дијаметар има изразено влијание врз силата на растоварување, и силите се најголеми при најголемата свиткување од 3 mm кај двата лака, додека при помалите свиткувања силата значително опаѓа кај

двата типа лакови. Плетениот челичен лак 0,018″ создава значително повисоки сили при поголемите свиткувања во споредба со лакот со помал дијаметар од 0,015″, додека при помалите свиткувања од 1 mm и 0,5 mm создава помали сили.

Во однос на плато регионот, статистичките анализи укажуваат дека со зголемување на дијаменатрот на лакот кај NiTi 12" и NiTi 14"-лаковите, статистички значајни се разликите во однос на почетокот на платото (p = 0,035) и во однос на должината на платото (p = 0,028), додека не се потврдија како статистички значајни разликите во однос на крајот на платото (p = 0,341). Како и кај супереластичните NiTi-лакови, така и кај CuNiTi-лаковите, разликите во однос на нивниот дијаметар се статистички значајни во однос на почетокот на платото (p = 0,008), и во однос на должината на платото (p = 0,014), додека не се статистички значајни разликите во однос на крајот на платото (p = 1,000).

Резулатите од корелациите помеѓу карактеристиките на лаковите и должината на платото се прикажани во табела 6.

Табела 6. Корелации помеѓу должина на плато, дијаметарот и материјалот на лаковите

		Должина на плато
Дијаметар	r	0,647**
	p	0,001
Материјал	r	0,715**
	p	0,000
**. Корелацијата е статистички значајна на ниво на значајност од 0,01 при двонасочен тест.		

Од табелата може да се констатира дека должината на платото е значајно поврзана со дијаметарот (r = 0,647; p = 0,001) и материјалот од кој е направен лакот (r = 0,715; p < 0,001).

Статистичката анализа на силата кај нов и употребуван ортодонтски лак укажува на промени во силата по клиничка употреба на ортодонтските лакови во сите три испитувани групи.

Супереластичниот NiTi лак укажува дека силата се намалува со намалување на свиткувањето, но со одредена деградација на механичките својства по употреба на лаковите. Од резултатите Independent Samples t-test, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на тоа дали супереластичениот лак NiTi 0,012″ е нов или е упоребуван, може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткување од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно (p = 0,548), додека при помалите свиткувања разликите се значајни (p < 0,01).

Податоците покажуваат дека и кај новиот и кај користениот плетен челичен лак 0,015″ има тренд на намалување на силата со намалување на свиткувањето, но со значајни разлики во стабилноста и распределбата на податоците, особено кај користениот лак. Од резултатите Independent Samples t-test, кои се однесуваат на испитување на значајноста на разликите во силата при растоварување во однос на тоа дали плетениот челичен лак 0,015″ е нов или е упоребуван може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткување од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно (p = 0,378), додека при помалите свиткувања од 2 mm, 1 mm и 0,5 mm разликите се значајни (p < 0,001; p < 0,001 и p = 0,021, соодветно).

Резултатите покажуваат дека кај новиот CuNiTi лак постои релативно конзистентен и постепен пад на силата со намалување на свиткувањето, додека кај

користениот лак се забележува значително поголема варијабилност, нестабилност на силите и изразени промени во распределбата на податоците. Од резултатите од Independent Samples t-test, може да се заклучи дека само во однос на најголемото свиткување од 3 mm добиените сили на растоварување не се разликуваат значајно ($p = 0,806$), додека при помалите свиткувања од 2 mm, 1 mm и 0,5 mm разликите се значајни ($p < 0,001$; $p = 0,003$ и $p = 0,001$, соодветно).

Дескриптивна статистика на промените на LII според видот на ортодонтскиот лак е прикажана во табела 7. Притоа, просечните вредности укажуваат дека најголема промена на LII е забележана кај CuNiTi-лаковите (M = 2,952 mm), а потоа кај супереластичните NiTi-лакови (M = 2,907 mm), додека најниска просечна промена на LII по третман од 8 недели имаат плетените челични лакови (M = 2,640 mm). Овие резултати покажуваат дека CuNiTi и супереластичните NiTi-лакови имаат малку поголема клиничка ефикасност во фазата на нивелирање во споредба со челичните лакови.

Табела 7. Дескриптивна статистика на промените на LII според видот на ортодонтскиот лак

Вид на лак	**Супереластичен NiTi-лак**	**CuNiTi-лак**	**Плетен челичен лак**
Средна вредност	2,907	2,952	2,640
Стандардна девијација	1,587	1,516	1,085
Минимална вредност	0,27	0,57	0,56
Максимална вредност	6,69	5,80	4,66
Skewness	0,846	0,328	0,231
Kurtosis	0,234	-0,703	-0,799

Иако постојат одредени разлики во клиничката ефикасност помеѓу различните видови ортодонтски лакови, за да ја потврдиме нивната значајност, применета е еднофакторска ANOVA. Резултатите се прикажани во табела 8.

Табела 8. Испитување значајност на разликите во клиничката ефикасност според видот на лаковите

ANOVA					
	Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
Помеѓу групите	1,429	2	0,715	0,358	0,700
Во рамки на групите	143,778	72	1,997		
Вкупно	145,207	74			

Резултатите покажуваат дека вредноста на F-статистиката ($F = 0,358$) е ниска, што укажува дека варијацијата на кличката ефикасност помеѓу различните видови лакови е мала во однос на варијацијата внатре во самите групи, што сугерира дека индивидуалните разлики помеѓу пациентите се поголеми од разликите кои се должат на видот на лакот. Показателот за статистичка значајност е значително поголема од стандардното ниво на значајност од 0,05 ($p = 0,700$), што значи дека не постои статистички значајна разлика во клиничката ефикасност помеѓу испитуваните групи лакови, односно сите видови лакови според материјалот од кој се направени имаат сличен ефект. Вкупната варијација на резултатите (вкупен збир на квадрати = 145,207) исто така покажува дека мал дел

од вкупната варијабилност се должи на разликите помеѓу групите (1,429), додека најголемиот дел потекнува од варијацијата внатре во групите (143,778).

Разликите во клиничката ефикасност помеѓу различните видови ортодонтски лакови дополнително се испитани со Tukey HSD Post Hoc тест, чии резултати се прикажани во табела 9, која следува.

Табела 9. Post Hoc испитување на разликите во клиничката ефикасност според видот на лаковите

Повеќекратни споредби						
Променлива варијабла: Промена на LII						
Tukey HSD						
(I) Испитуван лак	(J) Испитуван лак	Просечна разлика (I-J)	Стандардна грешка	p	95% Интервал на доверба	
					Долна граница	Горна граница
Супереластичен NiTi-лак	CuNiTi-лак	-0,0452	0,39969	0,993	-1,0017	0,9113
	Плетен челичен лак	0,2676	0,39969	0,782	-0,6889	1,2241
CuNiTi-лак	Супереластичен NiTi-лак	0,0452	0,39969	0,993	-0,9113	1,0017
	Плетен челичен лак	0,3128	0,39969	0,715	-0,6437	1,2693
Плетен челичен лак	Супереластичен NiTi-лак	-0,2676	0,39969	0,782	-1,2241	0,6889
	CuNiTi-лак	-0,3128	0,39969	0,715	-1,2693	0,6437

Резултатите покажуваат дека разликата помеѓу супереластичниот NiTi и CuNiTi-лакот, супереластичниот NiTi-лакот и плетениот челичен лак и CuNiTi-лакот со плетениот челичен лак не укажуваат на значајна разлика. Интервалите на доверба дополнително потврдуваат дека не постои реална разлика помеѓу анализираните групи и нема сигурен доказ за супериорност на еден лак наспроти друг во однос на нивната клиничка ефикасност.

Дескриптивни статистики на промените на ортодонтските карактеристики на испитаниците според видот на лаковите укажуваат дека во однос на средните вредности на промените, сите три групи покажуваат негативни промени кај сите параметри, што значи дека по 8 недели доаѓа до зголемување на ширините, должините, висината и периметарот. Најизразени промени се забележуваат кај CuNiTi-лакот, особено кај ширината на вториот премолар (M = -1,42 mm), должината лево (M = -1,13 mm), висината (M = -1,22 mm) и периметарот (M = -3,30 mm), што укажува на најсилен ефект на проширување и создавање простор. Супереластичниот NiTi покажува умерени, но конзистентни промени, додека плетениот челичен лак има најмали вредности што сугерира послаб, но сепак присутен ефект.

Иако разликите во резултатите се очигледни, сепак дополнително е потребно да се потврди нивната значајност, што е изведено со еднофакторска ANOVA-тестови, чии резултати се презентирани во следната табела 10.

Табела 10. Испитување на значајност на разликите во промените на другите параметри според видот на лаковите

ANOVA						
		Збир на квадрати	df	Среден квадрат	F	p
Промена на интерканинска ширина	Помеѓу групите	3,094	2	1,547	1,857	0,163
	Во рамки на групите	59,960	72	0,833		
	Вкупно	63,053	74			
Промена на ширина помеѓу први премолари	Помеѓу групите	1,347	2	0,673	0,965	0,386
	Во рамки на групите	50,238	72	0,698		
	Вкупно	51,584	74			
Промена на ширина помеѓу втори премолари	Помеѓу групите	3,989	2	1,995	2,351	0,103
	Во рамки на групите	61,097	72	0,849		
	Вкупно	65,087	74			
Промена на ширина помеѓу молари	Помеѓу групите	1,373	2	0,686	1,292	0,281
	Во рамки на групите	38,240	72	0,531		
	Вкупно	39,612	74			
Промена на должина на дентален лак лево	Помеѓу групите	3,734	2	1,867	2,965	0,058
	Во рамки на групите	45,338	72	0,630		
	Вкупно	49,072	74			
Промена на должина на дентален лак десно	Помеѓу групите	1,866	2	0,933	1,220	0,301
	Во рамки на групите	55,040	72	0,764		
	Вкупно	56,906	74			
Промена на висина на дентален лак	Помеѓу групите	4,718	2	2,359	2,407	0,097
	Во рамки на групите	70,567	72	,980		
	Вкупно	75,285	74			
Промена на периметар на дентален лак	Помеѓу групите	20,380	2	10,190	5,306	0,007
	Во рамки на групите	138,266	72	1,920		
	Вкупно	158,645	74			

Единствениот параметар каде што има статистички значајна разлика е периметарот на денталниот лак ($F = 5,306$; $p = 0,007$), што значи дека типот на лакот повлекува значајни разлики во промената на периметарот, односно врз создавањето на простор во денталниот лак. Post Hoc анализата укажува дека разликата помеѓу плетениот челичен лак и CuNiTi-лакот е значајна, и покажува дека е постигнато значително поголемо зголемување на периметарот кај пациентите кај кои е аплициран CuNiTi во однос на оние со плетениот челичен лак ($p = 0,007$). Дополнително, разликата помеѓу супереластичниот NiTi и плетениот челичен лак е блиску до статистичка значајност на ниво од 95 %, а е статистички значајна на ниво од 90 % ($p = 0,056$), што значи дека супереластичниот NiTi-лак може да доведе до поголемо зголемување на периметарот на забниот лак во споредба со плетениот челичен лак.

Понатаму е спроведена евалуација на врските помеѓу ефикасноста на третманот и ортодонтските параметри на забните лакови. Од витално значење е да се процени можноста за постоење на меѓусебни врски меѓу нив, и да се утврди како ортодонските параметри се поврзани со промената во LII. Резултатите се прикажани во табела 11.

Табела 11. Корелации помеѓу клиничката ефикасност и промените на ортодонтските параметри

		Вид на лак	LII T0	Интеркаинска ширина T0	Ширина помеѓу први премолари T0	Ширина помеѓу втори премолари T0	Ширина помеѓу молари T0	Должина на дентален лак лево T0	Должина на дентален лак десно T0	Висина на дентален лак T0	Периметар на дентален лак T0
Промен на LII	r	-0,079	0,678***	0,038	-0,056	-0,072	-0,009	0,209*	0,163	0,316***	0,261**
	p	,0503	0,000	0,746	0,634	0,541	0,938	0,072	0,163	0,006	0,024

*. Корелацијата е значајна на ниво 0,10 при двонасочен тест.
**. Корелацијата е значајна на ниво 0,05 при двонасочен тест.
***. Корелацијата е значајна на ниво 0,01 при двонасочен тест.

Може да се забележи дека најизразена и статистички високо значајна позитивна корелација има помеѓу промената на LII (клиничката ефикасност) и LII на почеток на третманот ($r = 0,678$, $p < 0,001$).

Потребно е дополнително да се утврди дали и во која мера промените на ортодонтските карактеристики на пациентите се меѓусебно поврзани, за да се види дали подобрувањето на една карактеристика е поврзано со промени кај другите карактеристики, односно дали постои синергетски ефект во процесот на ортодонтската третман. Следната табела 12 ги презентира овие резултати.

Табела 12. Корелации помеѓу видот на лакот и промените на испитуваните промени на ортодонтските параметри

		Промена на LII	Промена на интеркаинска ширина	Промена на ширина помеѓу први премолари	Промена на ширина помеѓу втори премолари	Промена на ширина помеѓу молари	Промена на должина на дентален лак лево	Промена на должина на дентален лак десно	Промена на висина на дентален лак	Промена на периметар на дентален лак
Вид на лак	r	-0,079	0,177	-0,032	0,033	0,168	-0,085	0,031	-0,020	0,258**
	p	0,503	0,129	0,785	0,777	0,149	0,470	0,791	0,868	0,025

**. Корелацијата е статистички значајна на ниво 0,05 при двонасочен тест.

Од прикажаните резултати може да се забележи дека најголемиот дел од корелациите се слаби и статистички незначајни, што укажува дека видот на лакот генерално нема силно влијание врз повеќето анализирани параметри. Единствен исклучок од оваа општа тенденција е периметарот на лакот, каде што се забележува слаба до умерена позитивна и статистички значајна корелација ($r = 0,258$; $p = 0,025$). Овој резултат укажува дека CuNiTi-лакот е повеќе асоциран со зголемување на периметарот во текот на третманот.

Во рамките на ова истражување, со користење на бинарни и мултипли линеарни регресии спроведена е анализа за идентификацијата на факторите кои влијаат врз клиничката ефикасност на ортодонтскиот третман, како и на факторите кои влијаат врз промените на останатите ортодонтски параметри, со цел да се утврди степенот на влијание и да се разберат механизмите кои ја детерминираат ефикасноста на третманот, и да се идентификуваат параметри кои имаат најголемо практично значење.

Табела 13 ги прикажува резултатите со кои се исшитуваат факторите кои влијаат врз клиничката ефикасноср, изразена преку промената на LII.

Табела 13. Фактори на влијание врз клиничката ефикасност

Коефициенти[a]					
Модел 1	Нестандардизирани коефициенти		Стандардизирани коефициенти	t	p
	B	Стандардна грешка	Beta		
(константи)	-2,923	2,311		-1,265	0,211
Испитуван лак	-0,077	0,155	-0,045	-0,497	0,621
LII на почеток	0,642	0,101	0,868	6,338	0,000
Ширина помеѓу канини на почеток	0,164	0,094	0,224	1,742	0,086
Ширина помешу први премолари на почеток	-0,164	0,106	-0,290	-1,547	0,127
Ширина помеѓу втори премолари на почеток	-0,021	0,096	-0,042	-0,221	0,826
Ширина помеѓу молари на почеток	0,091	0,075	0,194	1,215	0,229
Должина лево на почеток	-0,073	0,094	-0,142	-0,772	0,443
Должина десно на почеток	-0,286	0,145	-0,475	-1,977	0,052
Висина на почеток	0,331	0,138	0,594	2,402	0,019
Периметар на почеток	0,076	0,043	0,255	1,787	0,079
a. Зависна варијабла: Промена на LII					

Забележуваме дека најсилен и значаен предиктор е иницијалната вредност на LII ($\beta = 0,868$; $p < 0,001$), што значи дека пациентите со поизразена неправилност постигнуваат поголеми позитивни промени по третман од 8 недели.

Видот на лакот не покажува значајно влијание врз клиничката ефикасност ($\beta = -0,045$; $p = 0,621$), што е во согласност со претходните анализи и укажува дека видот на лак не е клучен фактор за клиничката ефикасност.

На крајот анализата на цените на различните видови лакови, направивме рангирање на лаковите според клиничка ефикасност и цена.

Табела 14. Споредба на цена и клиничка ефикасност на лаковите

Материјал	Комерцијално име	Дијаметар	Цена за пакување (10 лакови) (во денари)	Цена за лак (во денари)	Индекс на цена*	Клиничка ефикасност
Плетен челичен лак	Dentaflex (Dentaurum)	0,015″	924	92,4	1,00	2,640
Супереластичен NiTi-лак	Rematitan (Dentaurum)	0,012″	1.495	149,5	1,62	2,907
CuNiTi-лак	Tanzo Premium (AO)	0,013″	1.900	190,0	2,06	2,952

*Плетен челичен лак (Dentaflex 0,015″) е земен како референтна вредност (индекс = 1,00).

Од резултатите прикажани во табела 14, се забележува дека според цената се движи и клиничката ефикасност на лаковите. Конкретно, најевтиниот лак, плетен челичен лак има цена од 92,4 денари за еден лак и има најмала клиничка ефикасност од 2,640 mm, па потоа следува супереластичниот никел- титански лак,

кој има цена втора по висина од 149,5 денари, но и втора по големина клиничка ефикасност од 2,907 mm, и на крајот најскапиот ортодонтски лак со цена од 190 денари, CuNiTi има најголема клиничка ефикасност од 2,952 mm.

4. ЗАКЛУЧОК

1. Трите испитувани ортодонтски лака покажаа различно механичко однесување.
Големината на силата статистички значајно се разликуваше помеѓу различните видови ортодонтски лакови и степенот на свиткување.
Кај никел-титанските лакови (NiTi и CuNiTi) по одреден степен на свиткување се формише плато-регион во кој силата е релативно константна во поголем опсег на деформација, што претставува една од главните механички предности на оваа легура. Притоа CuNiTi-лаковите презентираа подолга должина на плато-регионот укажувајќи на поголема стабилност на испорака на сила при постепено намалување на свиткувањето.
Плетениот челичен лак покажа линеарно однесување без формирање на плато-регион, каде што намалувањето на свиткувањето беше асоцирано со значително намалување на силата.

2. Дијаметарот на ортодонтскиот лак влијаеше врз големината на силата и должината на платото. Тренд на зголемување на двата параметра се забележа кај супереластичниот NiTi и плетениот челичен лак, додека CuNiTi-лакот покажа атипично однесување во однос на големината на силата, што укажува на посложена зависност помеѓу дијаметарот и механичките карактеристики кај оваа легура.
3. Клиничката употреба на ортодонтските лакови во период од осум недели влијаеше врз намалување на силата генерирана од трите ортодонтски лака и деградација на плато-регионот кај двата никел-титански лака, што беше повеќе изразено кај NiTi-лаковите отколку кај CuNiTi-лаковите.
4. Сите три испитувани лака постигнаа клинички значајно намалување на LII во испитуваниот период, без статистички значајна разлика меѓу нив, при што регресионата анализа ја идентификуваше почетната вредност на LII како најсилен предиктор на неговата промена по осум недели, со помало учество на висината и периметарот на денталниот лак, додека видот на ортодонтскиот лак не беше асоциран со степенот на нивелирање.
5. Сите три испитувани лака доведоа до зголемување на трансверзалните димензии во мандибуларниот дентален лак, без статистички значајна разлика помеѓу групите. Притоа беше забележан тренд различните видови ортодонтски лакови да влијаат врз зголемување на ширината на различни нивоа на денталниот лак.
6. Зголемување на должината и висината на денталниот лак беше забележана кај трите испитувани лака, додека најизразена промена беше регистрирана кај периметарот на денталниот лак.
Единствениот параметар каде што беше утврдена статистички значајна разлика помеѓу лаковите беше периметарот на денталниот лак, каде што CuNiTi-лакот покажа значително поголемо зголемување во споредба со плетениот челичен лак. Овој наод беше потврден со значајната корелација помеѓу видот на лакот и периметарот на денталнот лак, додека регресионата анлаиза сугерираше дека иако влијанието на ортодонтскиот лак врз периметарот е реално, неговото влијание е умерено.

АВТОРЕЗИМЕ НА АНГЛИСКИ ЈАЗИК

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“
ВО СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
Катедра по ортодонција

Stefana Petar Chakar Kocevski

CLINICAL EFFECTIVENESS AND MECHANICAL PROPERTIES OF INITIAL ORTHODONTIC ARCHWIRES

Doctoral Dissertation Synopsis

Skopje, 2026

1. INTRODUCTION

The alignment phase represents the initial stage of the fixed orthodontic treatment. Ideally, archwires used during this phase should deliver light and continuous in order for efficient tooth movement while minimizing undesirable effects such as pain and root resorption.

According to the available literature, the effectiveness of orthodontic treatment is related to the mechanical properties of the archwire, which determine both the magnitude and the consistency of the force delivered. These properties, in turn, depend on the material from which the archwire is manufactured, as well as on its diameter and effective length. Therefore, the selection of both the material and the dimensions of the orthodontic archwire during the alignmenet phase represents an important variable in achieving an optimal and predictable orthodontic treatment outcome.

The three most commonly used orthodontic archwires during the alignment phase of fixed orthodontic treatment are multistranded stainless-steel archwires, superelastic nickel-titanium (NiTi) archwires, and copper-nickel-titanium (CuNiTi) archwires, which are also the subject of investigation in this doctoral thesis. Although all three are intended for use during the same stage of orthodontic treatment, they differ considerably in alloy composition and mechanical behavior. Superelastic NiTi archwires are characterized by two important properties: superelasticity and shape memory. CuNiTi archwires additionally contain copper, which acts as an efficient conductor of heat and contributes to more homogeneous force delivery along the length of the archwire, while also allowing better control of the temperature range of phase transformation. According to the principles of thermoactive archwires, this temperature dependent behavior should enable a more dynamic pattern of orthodontic loading, potentially resulting in a more favorable tissue response than that produced by an archwire exerting a predominantly static load. Multistranded stainless-steel archwires represent a more economical option during the initial phase of orthodontic treatment. Owing to their braided structure, they can provide relatively low stiffness and light forces, while the available literature has not demonstrated evidence of inferior clinical performance during the alignment phase.

Despite these differences in mechanical behavior, the available literature has not provided a clear conclusion that any particular type of orthodontic archwire used during the alignment phase offers a clinically significant advantage over the others. In addition, heterogeneity in study design limits the possibility of conducting a meta-analysis that could provide a more definitive answer regarding which alignment archwire is the most efficient. Consequently, everyday clinical practice still relies on expert opinion and previous clinical experience rather than exclusively on evidence-based decision making. Furthermore, given that orthodontic tooth movement is a complex biological process, an important question remains unresolved: whether the mechanical differences demonstrated between orthodontic archwires under laboratory conditions are translated into clinically relevant changes within the dental arch. This uncertainty provides the rationale for the present study.

The aim of this study was to provide a comprehensive assessment of the behavior of orthodontic archwires during the alignment phase by integrating their mechanical properties, evaluated under laboratory conditions, with the clinical changes occurring following the placement of one of the three most commonly used alignment archwires: a multistranded stainless-steel archwire, a superelastic nickel-titanium (NiTi) archwire, and a copper-nickel-titanium (CuNiTi) archwire. Through this integrated approach, the study aims to provide a more comprehensive understanding of archwire behavior and to

establish a basis for an informed selection of orthodontic archwires during the alignment phase in everyday clinical practice.

Based on the above considerations, the following hypotheses were formulated:

Hypothesis 1: The material, diameter, and clinical use of orthodontic initial archwires result in differences in their mechanical properties as determined by the three-point bending test.

Hypothesis 2: There is no difference in clinical effectiveness among multistranded stainless-steel, superelastic nickel-titanium (NiTi), and copper-nickel-titanium (CuNiTi) archwires during the first eight weeks of the alignment phase of fixed orthodontic treatment.

Among the mechanical properties of investigated, particular emphasis was placed on the unloading force between different types of initial archwires. The study also examined how unloading force changes with increasing archwire diameter and how eight weeks of intraoral clinical use affect the mechanical properties of the archwire.

Clinical effectiveness was assessed through changes in tooth position and in the dimensions of the mandibular dental arch over an eight-week period, beginning with the placement of the fixed orthodontic appliance and the investigated archwire. The primary clinical outcome was the reduction in mandibular dental crowding, assessed using Little's Irregularity Index (LII). In addition, transverse dimensional changes, changes in dental arch length and height, and changes in dental arch perimeter were evaluated.

The scientific contribution of this study is the integrated clinical and laboratory assessment of three different orthodontic initial archwires. Such an approach is relatively uncommon in the existing literature, where mechanical and clinical studies are most often conducted separately and by different research groups. Determining whether, and to what extent, significant mechanical differences among archwires are reflected in corresponding clinical differences represents an original contribution that may serve as a basis for reconsidering the criteria used for archwire selection in both orthodontic research and clinical practice. In addition to contributing to the existing scientific evidence, the findings of this study may have direct relevance to everyday orthodontic practice. For the clinician, the results may provide guidance in selecting an appropriate orthodontic archwire capable of producing the most favorable effect in a given clinical situation, thereby potentially influencing the subsequent course of orthodontic treatment.

The doctoral thesis is structured into several chapters. The introduction is followed by a review of the literature, in which current knowledge regarding the mechanical properties and clinical effectiveness of orthodontic archwires used during the alignment phase is analyzed, with particular emphasis on the methodological shortcomings and limitations of previous studies, as well as on the recommendations arising from them that were taken into consideration in the design of the present study. The materials and methods chapter provides a detailed description of the study design, including the protocols used for both the laboratory and clinical studies, as well as the definition of the parameters included in the analysis, with the aim of ensuring transparency and reproducibility. The results are presented sequentially, beginning with the mechanical findings and followed by the clinical findings. The discussion integrates and compares the findings obtained from the laboratory study with the observed clinical changes, thereby allowing a comprehensive interpretation of their relationship. Finally, the conclusions summarize the principal findings of the study, address the stated research objectives, indicate whether the proposed hypotheses were supported or rejected, and provide recommendations for future research in this field.

2. MATERIALS AND METHODS

The study was designed as a prospective controlled clinical trial supplemented by in vitro laboratory testing of the investigated orthodontic archwires. This combined approach enabled parallel evaluation of the clinical and laboratory properties of the archwires, thereby providing a comprehensive assessment of their behavior and effectiveness during the alignment phase.

The clinical part of the study was conducted at the Department of Orthodontics, University Dental Clinical Centre "St. Pantelejmon", Skopje, Republic of North Macedonia. The laboratory testing of the orthodontic archwires was performed at the Faculty of Mechanical Engineering, Ss. Cyril and Methodius University in Skopje, Republic of North Macedonia.

1.1 Material

2.1.1 Laboratory part

Three types of initial orthodontic archwires were included in the study and were initially tested in the dimensions used at the beginning of treatment: a 0.015″ multistranded stainless-steel archwire (Dentaflex, Dentaurum), a 0.012″ superelastic NiTi archwire (Rematitan, Dentaurum), and a 0.013″ CuNiTi archwire (Tanzo Premium, American Orthodontics). Additional, larger dimensions of the investigated archwires (0.018″ multistranded stainless-steel archwire (Dentaflex, Dentaurum), a 0.014″ superelastic NiTi archwire (Rematitan, Dentaurum), and a 0.014″ CuNiTi archwire (Tanzo Premium, American Orthodontics)) were analyzed in order to evaluate the effect of archwire diameter on the magnitude of force generated and transmitted to the teeth of the mandibular dental arch.

To assess the effect of clinical use on the forces delivered by the investigated archwires, specimens were collected consecutively after intraoral use. The first six participants in each group who completed the clinical part of the study and in whom the archwire had remained intraorally throughout the entire 8-week period were included in this analysis.

For each investigated parameter (material, diameter, and clinical use) six specimens from the same manufacturing batch were analyzed in accordance with the requirements of ISO 15841:2014(E), Dentistry- Wires for use in orthodontics.

The three-point bending test was performed using a Shimadzu universal testing machine. Data obtained from the three-point bending test were recorded and processed using TRAPEZIUM X software.

2.1.2 Clinical part

The clinical study included 75 participants, divided into three groups of 25 participants each:

- Group 1: participants treated with a 0.015″ multistranded stainless-steel archwire (*Dentaflex, Dentaurum*);
- Group 2: participants treated with a 0.012″ superelastic NiTi archwire (*Rematitan, Dentaurum*);
- Group 3: participants treated with a 0.013″ CuNiTi archwire (*Tanzo Premium, American Orthodontics*).

Each participant was randomly assigned one of the three investigated archwires at the time of fixed appliance placement. All participants were treated with brackets with a Roth prescription and a 0.022″ slot size (American Orthodontics), bonded from the second premolar on one side of the dental arch to the second premolar on the contralateral side. Buccal tubes were placed on the first permanent molars. Elastic ligatures (American Orthodontics) were used in all participants.

The study period began at the time of placement of the fixed orthodontic appliance and the first investigated archwire (T0) and continued for the following 8 weeks (T1).

Alginate impressions were obtained before placement of the fixed orthodontic appliance (T0) and after 8 weeks of treatment with the investigated archwire (T1). Study models were prepared for gnathometric analysis.

2.1.3 Cost index

The prices of the investigated orthodontic archwires were obtained from the official price lists of the distributors of Dentaurum and American Orthodontics in the Republic of North Macedonia. For each type of archwire, the price of a package containing 10 archwires, expressed in Macedonian denars, was used for the analysis.

1.2 Methods

2.2.1 Laboratory part

The laboratory part of the mechanical properties of the archwires was performed in accordance with the criteria specified in ISO 15841:2014(E), Dentistry- Wires for use in orthodontics, using a three-point bending test. The specimens were tested at a controlled temperature of 36 ± 1°C.

Data obtained from the three-point bending test were transferred to Microsoft Excel, and an individual force-deflection curve was generated for each specimen using TRAPEZIUM X software. On each graph, the X-axis represented the amount of deflection, expressed in millimeters (mm), while the Y-axis represented force magnitude, expressed in newtons (N).

The following mechanical parameters were analyzed from the force-deflection curves:

- Unloading force magnitude at deflections of 3.0 mm (F1), 2.0 mm (F2), 1.0 mm (F3), and 0.5 mm (F4), in accordance with ISO 15841:2014(E).
- Length of the plateau region, defined as the portion of the unloading curve over which the force remained relatively constant. The beginning and end of the plateau region were identified along the X-axis, which represented the magnitude of deflection. The difference between these two values represented the length of the plateau region.
- Hysteresis magnitude at deflections of 3.0 mm (F1), 2.0 mm (F2), 1.0 mm (F3), and 0.5 mm (F4). Hysteresis was calculated as the difference between the loading and unloading forces, i.e. the distance between the loading and unloading curves at each specified level of deflection.

2.2.2 Clinical part

Gnathometric analysis was performed on the study models in order to determine the following clinical parameters:

- Degree of alignment of the teeth in the anterior segment of the mandibular dental arch [T0, T1]

Alignment of the mandibular anterior teeth was assessed on the study models using a caliper and Little's Irregularity Index (LII). The method involved measurement of the linear displacement between each anatomical contact point and the adjacent anatomical contact point of the mandibular anterior teeth. The sum of the five measurements (a + b + c + d + e), expressed in millimeters, represented the degree of anterior mandibular irregularity.

- Width of the mandibular dental arch [T0, T1]

Mandibular dental arch width was measured at four levels: the canine region, first premolar region, second premolar region, and first molar region, according to Harper. All measurements were performed on study models using a caliper.

-Intercanine width was measured as the distance between the cusp tips of the mandibular canines.

-Interpremolar width was measured as the distance between the highest points of the buccal cusps of the first and second mandibular premolars.

-Intermolar width was measured as the distance between the highest points of the distobuccal cusps of the first permanent molars.

- Length of the mandibular dental arch [T0, T1]

Dental arch length was measured separately on the left and right sides according to Harper. It was defined as the distance between the distal surface of the first permanent molar and the contact point between the central incisors.

- Height of the mandibular dental arch [T0, T1]

Mandibular dental arch height was measured as the distance between the distal surfaces of the first molars and the incisal edge of the central incisors along the midline, according to Harper.

- Perimeter of the mandibular dental arch [T0, T1]

The mandibular dental arch perimeter was measured from the mesial surface of the first molar, along the contact points and incisal edges of the remaining teeth, to the mesial surface of the first molar on the opposite side of the dental arch, according to Aydın et al. In the present study, this measurement was performed using a flexible wire.

2.2.3 Cost index

To allow standardized comparison of the relative cost of the three archwires, a cost index was constructed. The least expensive archwire, the 0.015″ multistranded stainless-steel archwire (Dentaflex), was used as the reference and assigned a cost index of 1.00. The cost index for the remaining two archwires was calculated according to the following formula:

Cost index = price of the investigated archwire / price of the reference archwire

Based on the calculated cost-index values and the mean clinical effectiveness of each archwire, the three investigated archwires were subsequently ranked according to their cost-effectiveness relationship, in order to determine whether a higher purchase price was accompanied by a proportional increase in clinical effectiveness.

2.3 Statistical analysis

Statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics, version 26. All analyses were conducted at a 95% confidence level, and values of $p < 0.05$ were considered statistically significant.

According to the results of the Kolmogorov–Smirnov test, changes in all investigated orthodontic parameters and mechanical properties of the archwires followed a normal distribution (all $p > 0.05$).

Descriptive statistics were used to summarize the orthodontic parameters at baseline and after 8 weeks, as well as the mechanical properties of the materials evaluated in the laboratory. Results were expressed using measures of central tendency and dispersion, including the mean, standard deviation (SD), skewness, kurtosis, minimum, and maximum values. Changes in the orthodontic parameters were calculated as the difference between baseline values and those obtained after 8 weeks.

Because the data were normally distributed, parametric one-way analysis of variance (one-way ANOVA) and independent-samples tests were used to evaluate the statistical significance of differences in the changes in the analyzed orthodontic parameters according to archwire properties.

Point-biserial correlation and Pearson's correlation coefficient (r) were used to assess the strength and direction of linear associations between the investigated variables. Bivariate and multiple linear regression analyses were used to determine and quantify the predictive value of archwire properties in relation to clinical effectiveness, as well as to identify significant baseline factors associated with more favorable clinical outcomes.

3. RESULTS AND THEIR SIGNIFICANCE

The three-point bending test generated force–deflection curves that illustrated the mechanical behavior of the investigated orthodontic archwires. These curves enabled visual assessment of the characteristic mechanical response of each archwire and provided the basis for determining force magnitude at different levels of deflection, as well as for analysis of the plateau region and hysteresis.

Table 1 presents the results for force magnitude at different levels of archwire deflection according to archwire material.

Table 1. Analysis of force according to archwire material

	Mean	SD	Skewness	Kurtosis	Minimum	Maximum
Superelastic NiTi-archwire						
Force on deflection of 3 mm	0,99	0,26	0,706	-1,172	0,66	1,48
Force on deflection of 2 mm	0,60	0,02	-0,177	-0,864	0,21	0,90
Force on deflection of 1 mm	0,40	0,26	-0,425	-1,524	0,02	0,73

Force on deflection of 0,5 mm	0,17	0,10	0,320	0,207	0,02	0,41
Braided stainless steel archwire						
Force on deflection of 3 mm	1,75	0,52	0,682	-1,449	1,13	2,56
Force on deflection of 2 mm	1,16	0,31	0,384	-1,443	0,74	1,65
Force on deflection of 1 mm	0,37	0,10	-0,233	-1,220	0,21	0,53
Force on deflection of 0,5 mm	0,02	0,02	-0,087	-1,325	0,00	0,05
CuNiTi archwirre						
Force on deflection of 3 mm	1,02	0,19	2,306	8,039	0,80	1,66
Force on deflection of 2 mm	0,62	0,10	0,224	-0,950	0,48	0,79
Force on deflection of 1 mm	0,50	0,22	-1,080	0,279	0,06	0,74
Force on deflection of 0,5 mm	0,41	0,22	-0,945	-0,490	0,02	0,66

For the superelastic NiTi archwire, force decreased relatively gradually as deflection was reduced, indicating the ability of these archwires to deliver force in a progressive and continuous manner, which is characteristic of superelastic materials.

With regard to the multistranded stainless-steel archwire, the highest force values were recorded at greater levels of deflection. However, as deflection decreased, the force declined markedly, reaching an almost negligible value at lower deflections. This finding suggests that the multistranded stainless-steel archwire has a lower capacity to maintain a continuous force over a prolonged period of activation compared with the superelastic NiTi and CuNiTi archwires.

CuNiTi archwire demonstrated the most consistent and mechanically favorable behavior. In contrast to the other investigated archwires, it maintained relatively high force values even at lower levels of deflection, indicating an enhanced ability to sustain a clinically relevant, continuous, and stable force over a broader range of activation.

One-way ANOVA demonstrated statistically significant differences in force magnitude among the investigated groups at different levels of deflection, with the exception of the 1-mm deflection point ($p < 0.001$ for mean force at 3 mm, $p < 0.001$ at 2 mm, and $p < 0.001$ at 0.5 mm). Subsequent post hoc analysis indicated that these differences were primarily attributable to the differences between the multistranded stainless-steel archwire and the other two archwire types, confirming that the multistranded stainless-steel archwire generated significantly higher forces at greater levels of deflection.

Parameters plateau onset, plateau end, and plateau length are of particular importance, because a longer and more uniform plateau reflects more consistent force delivery, which is considered clinically desirable. The results showed that the mean plateau length of the CuNiTi archwire was 1.66 mm, which was considerably greater than

the mean plateau length of the superelastic NiTi archwire, which measured 1.28 mm. This indicates that the CuNiTi archwire provided a broader range of deflection over which force remained relatively constant. The CuNiTi archwire demonstrated an earlier onset of the plateau region, a greater plateau length, and a high degree of consistency (SD = 0–0.11 mm), suggesting a greater ability to maintain a continuous and stable force throughout activation. Although differences in plateau-related parameters were observed between the superelastic NiTi and CuNiTi archwires, the statistical significance of these differences was further evaluated using an independent-samples test. The results are presented in Table 2.

Table 2. Differences in plateau parameters according to archwire type

Independent Samples Test										
		Levene″s Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	p	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Plateau onset	Equal variances assumed	2,439	0,149	4,213	10	0,002	0,38333	0,09098	0,18061	0,58605
	Equal variances not assumed			4,213	5,347	0,007	0,38333	0,09098	0,15395	0,61272
End of plateau	Equal variances assumed	6,250	0,031	-1,000	10	0,341	-0,06667	0,06667	-0,21521	0,08188
	Equal variances not assumed			-1,000	5,000	0,363	-0,06667	0,06667	-0,23804	0,10471
Length of plateau	Equal variances assumed	6,493	0,029	-3,990	10	0,003	-0,45000	0,11279	-0,70132	-0,19868
	Equal variances not assumed			-3,990	5,223	0,010	-0,45000	0,11279	-0,73626	-0,16374

The differences in plateau onset ($p = 0.002$) and plateau length ($p = 0.003$) were statistically significant, whereas the difference in plateau end was not statistically significant ($p = 0.341$). The positive mean difference observed for plateau onset indicates that the superelastic NiTi archwire had a significantly later onset of the plateau region compared with the CuNiTi archwire. In contrast, the negative mean difference in plateau length indicates that the superelastic NiTi archwire exhibited a shorter plateau than the CuNiTi archwire. Accordingly, the CuNiTi archwire provided a broader range of deflection over which the force remained relatively constant, which is particularly relevant for maintaining continuous and controlled tooth movement during fixed orthodontic treatment.

The following three tables present the descriptive statistics for the relationship between force magnitude and archwire diameter for the superelastic NiTi, CuNiTi, and multistranded stainless-steel archwires.

Table 3. Unloading force in relation to the diameter of superelastic NiTi archwires

	Mean	Std. Deviation	Skewness	Kurtosis	Minimum	Maximum
Superelastic NiTi archwire with diametar of 0,012″						
Force on deflection of 3 mm	0,83	0,03	-1,997	4,562	0,76	0,86
Force on deflection of 2 mm	0,59	0,04	-0,108	-2,487	0,54	0,64
Force on deflection of 1 mm	0,47	0,02	0,248	-0,014	0,45	0,50
Force on deflection of 0,5 mm	0,22	0,06	-0,091	-0,755	0,14	0,30
Superelastic NiTi archwire with diameter of 0,014″						
Force on deflection of 3 mm	1,34	0,08	0,872	1,772	1,23	1,48
Force on deflection of 2 mm	0,83	0,05	0,032	0,143	0,76	0,90
Force on deflection of 1 mm	0,67	0,04	0,547	0,547	0,62	0,73
Force on deflection of 0,5 mm	0,23	0,09	1,787	3,548	0,15	0,41

It can be concluded that the larger-diameter 0.014″ archwire generates higher unloading forces compared with the 0.012″ NiTi archwire, indicating that archwire diameter directly influences its mechanical behavior and its ability to generate orthodontic forces.

Table 4. Unloading force in relation to the diameter of CuNiTi archwires

	Mean	Std. Deviation	Skewness	Kurtosis	Minimum	Maximum
CuNiTi archwire with diametar of 0,013″						
Force on deflection of 3 mm	1,02	0,04	0,534	0,706	0,95	1,08
Force on deflection of 2 mm	0,73	0,05	0,262	-1,457	0,67	0,79
Force on deflection of 1 mm	0,69	0,04	-0,159	-1,511	0,64	0,74
Force on deflection of 0,5 mm	0,61	0,06	-1,406	2,093	0,50	0,66
CuNiTi archwire with diametar of 0,014″						
Force on deflection of 3 mm	1,02	0,06	-0,583	1,350	0,92	1,10
Force on deflection of 2 mm	0,58	0,05	-0,636	1,105	0,49	0,65
Force on deflection of 1 mm	0,50	0,05	0,221	-0,067	0,44	0,57
Force on deflection of 0,5 mm	0,46	0,05	1,209	0,269	0,42	0,55

For both diameters, the force gradually decreases with decreasing deflection. The two archwire diameters exhibit nearly identical behavior at the highest level of deflection, whereas at lower deflection levels, the 0.013″ CuNiTi archwire generates higher forces compared with the 0.014″ CuNiTi archwire.

Table 5. Unloading force in relation to the diameter of braided stainless steel archwires

	Mean	Std. Deviation	Skewness	Kurtosis	Minimum	Maximum
Braided stainless steel archwire with diameter of 0,015″						
Force on deflection of 3 mm	1,43	0,11	-0,798	0,220	1,25	1,54
Force on deflection of 2 mm	1,09	0,06	0,502	-1,915	1,03	1,17
Force on deflection of 1 mm	0,46	0,05	-0,251	-0,467	0,38	0,53
Force on deflection of 0,5 mm	0,04	0,01	-0,523	-1,875	0,02	0,05
Braided stainless steel archwire with diameter of 0,018″						
Force on deflection of 3 mm	2,45	0,10	-0,374	-0,573	2,30	2,56
Force on deflection of 2 mm	1,56	0,06	-0,352	2,500	1,45	1,65
Force on deflection of 1 mm	0,39	0,08	-0,642	-1,935	0,29	0,47
Force on deflection of 0,5 mm	0,02	0,02	0,000	-2,685	0,00	0,04

It can be concluded that the larger diameter has a pronounced effect on the unloading force. For both archwires, the highest forces are observed at the maximum deflection of 3 mm, whereas the forces decrease considerably at lower deflection levels. The 0.018″ braided stainless steel archwire generates substantially higher forces at greater deflections compared with the smaller-diameter 0.015″ archwire, whereas at lower deflections of 1 mm and 0.5 mm, it generates lower forces.

Regarding the plateau region, statistical analysis showed that increasing the archwire diameter from 0.012″ to 0.014″ in the superelastic NiTi archwires resulted in statistically significant differences in plateau onset ($p = 0.035$) and plateau length ($p = 0.028$), whereas the difference in plateau end was not statistically significant ($p = 0.341$). Similarly, for the CuNiTi archwires, differences related to archwire diameter were statistically significant for plateau onset ($p = 0.008$) and plateau length ($p = 0.014$), whereas no statistically significant difference was observed for plateau end ($p = 1.000$).

The results of the correlation analyses between archwire properties and plateau length are presented in Table 6.

Table 6. Correlations between plateau length, archwire diameter, and archwire material

		Length of plateau
Diameter	r	0,647**
	p	0,001
Material	r	0,715**
	p	0,000
**. The correlation is statistically significant at the 0.01 level (two-tailed).		

As shown in the table, plateau length is significantly correlated with archwire diameter ($r = 0.647$; $p = 0.001$) and with the material from which the archwire is made ($r = 0.715$; $p < 0.001$).

Statistical analysis of the forces generated by new and clinically used orthodontic archwires indicates changes in force levels following clinical use in all three investigated groups.

The superelastic NiTi archwire showed a gradual decrease in force with decreasing deflection, accompanied by a certain degree of degradation in mechanical properties after clinical use. Based on the results of the independent-samples t-test examining differences in unloading force between new and clinically used 0.012″ superelastic NiTi archwires, it can be concluded that the unloading forces did not differ significantly only at the maximum deflection of 3 mm ($p = 0.548$), whereas significant differences were observed at lower deflection levels ($p < 0.01$).

The data show that both new and clinically used 0.015″ braided stainless steel archwires exhibit a trend of decreasing force with decreasing deflection, although significant differences in the stability and distribution of the data were observed, particularly for the clinically used archwires.

Based on the results of the independent-samples t-test examining differences in unloading force between new and clinically used 0.015″ braided stainless steel archwires, it can be concluded that the unloading forces did not differ significantly only at the maximum deflection of 3 mm ($p = 0.378$), whereas significant differences were observed at lower deflections of 2 mm, 1 mm, and 0.5 mm ($p < 0.001$, $p < 0.001$, and $p = 0.021$, respectively).

The results show that the new CuNiTi archwire exhibits a relatively consistent and gradual decrease in force with decreasing deflection, whereas the clinically used archwire demonstrates considerably greater variability, force instability, and pronounced changes in data distribution. Based on the results of the independent-samples t-test, it can be concluded that the unloading forces did not differ significantly only at the maximum deflection of 3 mm ($p = 0.806$), whereas significant differences were observed at lower deflections of 2 mm, 1 mm, and 0.5 mm ($p < 0.001$, $p = 0.003$, and $p = 0.001$, respectively).

Descriptive statistics for changes in LII according to orthodontic archwire type are presented in Table 7. The mean values indicate that the greatest change in LII was observed for the CuNiTi archwires (M = 2.952 mm), followed by the superelastic NiTi archwires (M = 2.907 mm), whereas the braided stainless steel archwires showed the lowest mean change in LII after 8 weeks of treatment (M = 2.640 mm). These findings indicate that CuNiTi and superelastic NiTi archwires demonstrated slightly greater clinical effectiveness during the alignment phase compared with braided stainless steel archwires.

Table 7. Descriptive statistics of changes in LII according to orthodontic archwire typ

Type of archwire	**Superelastic NiTi-archwire**	**CuNiTi-archwire**	**Braided stainless steel archwire**
Mean	2,907	2,952	2,640
Std. Deviation	1,587	1,516	1,085
Minimum	0,27	0,57	0,56

Maximum	6,69	5,80	4,66
Skewness	0,846	0,328	0,231
Kurtosis	0,234	-0,703	-0,799

Although certain differences in clinical effectiveness were observed among the different types of orthodontic archwires, a one-way ANOVA was performed to determine whether these differences were statistically significant. The results are presented in Table 8.

Table 8. Analysis of the significance of differences in clinical effectiveness according to orthodontic archwire type

ANOVA					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Between groups	1,429	2	0,715	0,358	0,700
Withing groups	143,778	72	1,997		
Total	145,207	74			

The results show that the F-statistic (F = 0.358) is low, indicating that the variation in clinical effectiveness among the different archwire groups is small relative to the variation within the groups. This suggests that individual differences among patients are greater than the differences attributable to archwire type. The p-value is considerably higher than the conventional significance level of 0.05 (p = 0.700), indicating that there is no statistically significant difference in clinical effectiveness among the investigated archwire groups. In other words, all archwire types, regardless of the material from which they are made, demonstrate a similar clinical effect. The total variation in the results (total sum of squares = 145.207) further shows that only a small proportion of the overall variability is attributable to differences between the groups (1.429), whereas the largest proportion arises from variation within the groups (143.778).

Differences in clinical effectiveness among the different types of orthodontic archwires were further examined using the Tukey HSD post hoc test. The results are presented in Table 9.

Table 9. Post hoc analysis of differences in clinical effectiveness according to orthodontic archwire type

Multiple comparisons						
Variable: Change of LII						
Tukey HSD						
(I) Investigated archwire	(J) Investigated archwire	Mean Difference (I-J)	Std. Error	p	95% CI	
					Lower	Upper
	CuNiTi-archwire	-0,0452	0,39969	0,993	-1,0017	0,9113

Superelastic NiTi-archwire	Braided stainless steel archwire	0,2676	0,39969	0,782	-0,6889	1,2241
CuNiTi-archwire	Superelastic NiTi-archwire	0,0452	0,39969	0,993	-0,9113	1,0017
	Braided stainless steel archwire	0,3128	0,39969	0,715	-0,6437	1,2693
Braided stainless steel archwire	Superelastic NiTi-archwire	-0,2676	0,39969	0,782	-1,2241	0,6889
	CuNiTi-archwire	-0,3128	0,39969	0,715	-1,2693	0,6437

The results show that the differences between the superelastic NiTi and CuNiTi archwires, between the superelastic NiTi and braided stainless steel archwires, and between the CuNiTi and braided stainless steel archwires were not statistically significant. The confidence intervals further indicate that there is no evidence of a statistically significant difference between the analyzed groups and provide no reliable evidence of the superiority of one archwire over another in terms of clinical effectiveness.

Descriptive statistics of changes in the orthodontic parameters according to archwire type indicate that, based on the mean changes, all three groups showed negative values for all parameters, corresponding to increases in arch widths, arch lengths, arch height, and arch perimeter after 8 weeks of treatment. The most pronounced changes were observed with the CuNiTi archwire, particularly in second premolar width (M = −1.42 mm), left arch length (M = −1.13 mm), arch height (M = −1.22 mm), and arch perimeter (M = −3.30 mm), indicating the greatest effect on arch expansion and space creation. The superelastic NiTi archwire showed moderate but consistent changes, whereas the braided stainless steel archwire demonstrated the smallest changes, suggesting a less pronounced, although still present, effect.

Although differences among the groups were observed, their statistical significance required further evaluation. Therefore, one-way ANOVA was performed for the analyzed parameters, and the results are presented in Table 10.

Table 10. Analysis of the significance of differences in changes in other orthodontic parameters according to archwire type

ANOVA						
		Sum of squeres	df	Mean Square	F	p
Change of intercanine width	Between groups	3,094	2	1,547	1,857	0,163
	Within groups	59,960	72	0,833		
	Total	63,053	74			
Change of width between first premolars	Between groups	1,347	2	0,673	0,965	0,386
	Within groups	50,238	72	0,698		
	Total	51,584	74			
	Between groups	3,989	2	1,995	2,351	0,103

Change of width between second premolars	Within groups	61,097	72	0,849		
	Total	65,087	74			
Change of intermolar width	Between groups	1,373	2	0,686	1,292	0,281
	Within groups	38,240	72	0,531		
	Total	39,612	74			
Change of length of dental arch left	Between groups	3,734	2	1,867	2,965	0,058
	Within groups	45,338	72	0,630		
	Total	49,072	74			
Change of length of dental arch right	Between groups	1,866	2	0,933	1,220	0,301
	Within groups	55,040	72	0,764		
	Total	56,906	74			
Change of height of dental arch	Between groups	4,718	2	2,359	2,407	0,097
	Во рамки на групите	70,567	72	,980		
	Total	75,285	74			
Change of perimeter of dental arch	Between groups	20,380	2	10,190	5,306	0,007
	Within groups	138,266	72	1,920		
	Total	158,645	74			

The only parameter for which a statistically significant difference was observed was dental arch perimeter ($F = 5.306$; $p = 0.007$), indicating that archwire type significantly influences changes in arch perimeter and, consequently, space creation within the dental arch. Post hoc analysis showed a statistically significant difference between the braided stainless steel and CuNiTi archwires, with a significantly greater increase in arch perimeter observed in patients treated with CuNiTi archwires compared with those treated with braided stainless steel archwires ($p = 0.007$). In addition, the difference between the superelastic NiTi and braided stainless steel archwires approached statistical significance at the 95% confidence level and was statistically significant at the 90% confidence level ($p = 0.056$), suggesting that superelastic NiTi archwires may result in a greater increase in dental arch perimeter compared with braided stainless steel archwires.

The relationships between treatment effectiveness and the orthodontic parameters of the dental arches were subsequently evaluated. Assessing the potential associations among these variables is important in order to determine how changes in orthodontic parameters are related to changes in LII. The results are presented in Table 11.

Табела 11. Correlations between clinical efficacy and changes in orthodontic parameters

		Type of archwire	LII T0	Intercanine width T0	Width between first premolars T0	Width between second premolars T0	Intermolar width T0	Dental arch length left T0	Dental arch length right T0	Dental arch height T0	Perimeter of dental arch T0
Changes of LII	r	-0,079	0,678***	0,038	-0,056	-0,072	-0,009	0,209*	0,163	0,316***	0,261**
	p	,0503	0,000	0,746	0,634	0,541	0,938	0,072	0,163	0,006	0,024

*. Correlation is significant at the 0.10 level (two-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.05 level (two-tailed).

***. Correlation is significant at the 0.01 level (two-tailed).

The strongest and highly statistically significant positive correlation was observed between the change in LII (clinical effectiveness) and pretreatment LII ($r = 0.678$, $p < 0.001$).

It was also necessary to determine whether, and to what extent, changes in the patients' orthodontic parameters were interrelated, in order to assess whether improvement in one parameter was associated with changes in other parameters and whether a synergistic effect occurred during orthodontic treatment. These results are presented in Table 12.

Table 12. Correlations between archwire type and changes in the investigated orthodontic parameters

		Change of LII	Change of intercanine width	Change of width between first premolars	Change of width between second premolars	Change of intermolar widths	Change of arch length left	Change of arch length right	Change of dental arch height	Change of perimeter of dental arch
Type of archwire	r	-0,079	0,177	-0,032	0,033	0,168	-0,085	0,031	-0,020	0,258**
	p	0,503	0,129	0,785	0,777	0,149	0,470	0,791	0,868	0,025

**. Correlation is statistically significant at the 0.05 level (two-tailed).

The presented results show that most correlations were weak and statistically non-significant, indicating that archwire type generally had no strong association with most of the analyzed parameters. The only exception to this overall pattern was arch perimeter, for which a weak-to-moderate positive and statistically significant correlation was observed ($r = 0.258$; $p = 0.025$). This finding indicates that the use of CuNiTi archwires was more strongly associated with an increase in arch perimeter during treatment.

Within the present study, simple and multiple linear regression analyses were performed to identify factors associated with the clinical effectiveness of orthodontic treatment, as well as factors associated with changes in the other orthodontic parameters. These analyses aimed to determine the magnitude of these associations, provide further insight into the factors contributing to treatment effectiveness, and identify the parameters of greatest practical relevance.

Table 13 presents the results of the analysis of factors associated with clinical effectiveness, expressed as the change in LII.

Table 13. Factors associated with clinical effectiveness

Coefficient[s]					
Model 1	Unstandardized coefficients		Standardized coefficients	t	p
	B	Std. Error	Beta		
(constants)	-2,923	2,311		-1,265	0,211
Investigated archwire	-0,077	0,155	-0,045	-0,497	0,621
LII (T0)	0,642	0,101	0,868	6,338	0,000
Intercanine width (T0)	0,164	0,094	0,224	1,742	0,086
Width between first premolars (T0)	-0,164	0,106	-0,290	-1,547	0,127
Width between second premolars (T0)	-0,021	0,096	-0,042	-0,221	0,826
Intermolar width (T0)	0,091	0,075	0,194	1,215	0,229
Dental arch length left (T0)	-0,073	0,094	-0,142	-0,772	0,443
Dental arch length right (T0)	-0,286	0,145	-0,475	-1,977	0,052
Dental arch height (T0)	0,331	0,138	0,594	2,402	0,019
Perimeter of dental arch (T0)	0,076	0,043	0,255	1,787	0,079
a. Dependent variable: Change of LII					

The strongest and statistically significant predictor was the initial LII value ($\beta = 0.868$; $p < 0.001$), indicating that patients with greater initial irregularity achieved a greater reduction in LII during treatment.

This finding is consistent with the results of the correlation analysis, which also demonstrated a strong positive association between initial LII and clinical effectiveness. In contrast, archwire type was not a statistically significant predictor ($\beta = -0.045$; $p = 0.621$), confirming that the material from which the archwire was made did not have a significant effect on the degree of improvement in LII.

The overall regression model was statistically significant ($F = 5.692$; $p < 0.001$), indicating that the included predictors jointly contributed significantly to explaining the variation in clinical effectiveness. The coefficient of determination ($R^2 = 0.459$) indicates that approximately 45.9% of the variability in clinical effectiveness was explained by the variables included in the model, whereas the remaining 54.1% was attributable to other factors not included in the analysis.

Finally, to assess the cost-effectiveness of the different orthodontic archwires, the average price per archwire was compared with the mean reduction in LII, expressed in millimeters. This analysis provides insight into the relationship between the clinical effectiveness of each archwire and its cost.

Table 14. Comparison of archwire cost and clinical effectiveness

Archwire type	Commercial name	Diameter	Cost per package (10 archwires) (in MKD)	Cost per archwire (in MKD)	Cost Index*	Clinical effectiveness
Braided stainless steel archwire	Dentaflex (Dentaurum)	0,015″	924	92,4	1,00	2,640
Superelastic NiTi-archwire	Rematitan (Dentaurum)	0,012″	1.495	149,5	1,62	2,907
CuNiTi-archwire	Tanzo Premium (AO)	0,013″	1.900	190,0	2,06	2,952

**The braided stainless steel archwire (Dentaflex 0.015") was used as the reference value (index = 1.00).*

The results presented in Table 14 indicate that clinical effectiveness tends to increase with archwire cost. More specifically, the braided stainless steel archwire, which had the lowest price (€0.80), also demonstrated the lowest clinical effectiveness, with a mean LII reduction of 2.640 mm. The superelastic NiTi archwire, priced at €2.50, showed slightly greater clinical effectiveness, with a mean LII reduction of 2.907 mm, whereas the CuNiTi archwire, which had the highest price (€4.50), demonstrated the greatest clinical effectiveness, with a mean LII reduction of 2.952 mm.

4. CONCLUSION

1. The three investigated orthodontic archwires exhibited different mechanical behavior.

The magnitude of force differed significantly according to both archwire type and degree of deflection.

In the nickel-titanium archwires (NiTi and CuNiTi), a plateau region developed beyond a certain degree of deflection, within which the force remained relatively constant over a broader range of deformation, representing one of the principal mechanical advantages of these alloys. The CuNiTi archwires demonstrated a longer plateau region, indicating greater stability of force delivery during the gradual reduction in deflection.

In contrast, the multistranded stainless-steel archwire exhibited a predominantly linear mechanical response without formation of a plateau region, whereby decreasing deflection was accompanied by a marked reduction in force.

2. Archwire diameter influenced both the magnitude of force and the length of the plateau region. An increasing trend in both parameters was observed for the superelastic NiTi and multistranded stainless-steel archwires, whereas the CuNiTi archwire demonstrated an atypical response with respect to force magnitude, suggesting a more complex relationship between archwire diameter and the mechanical properties of this alloy.

3. Eight weeks of clinical use affected the mechanical behavior of all three investigated archwires, resulting in a reduction in the generated force and degradation of the plateau region in both nickel-titanium archwires. These changes were more pronounced in the NiTi archwires than in the CuNiTi archwires.

4. All three investigated archwires achieved a clinically relevant reduction in Little's Irregularity Index (LII) during the study period, with no statistically significant

differences among the groups. Regression analysis identified baseline LII as the strongest predictor of the change in LII after eight weeks, with dental arch height and perimeter contributing to a lesser extent, whereas archwire type was not associated with the degree of alignment.

5. All three investigated archwires produced an increase in the transverse dimensions of the mandibular dental arch, without statistically significant differences among the groups. Nevertheless, a tendency was observed for different archwire types to influence increases in arch width at different levels of the dental arch.

6. An increase in dental arch length and height was observed with all three investigated archwires, while the most pronounced change was recorded in dental arch perimeter.

The only parameter for which a statistically significant difference among the archwire groups was identified was dental arch perimeter, with the CuNiTi archwire producing a significantly greater increase than the multistranded stainless-steel archwire. This finding was further supported by the significant correlation between archwire type and dental arch perimeter. Regression analysis suggested that, although the effect of archwire type on dental arch perimeter was evident, the magnitude of this effect was moderate.