УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ

Катедра по ортодонција

Ариф Бардул Арифи

ПРОЦЕНА НА СТЕПЕНОТ НА ОСЛАБНУВАЊЕ НА СИЛАТА НА РАЗЛИЧНИ ВИДОВИ ОРТОДОНТСКИ ИНТРАОРАЛНИ ЛАСТИЦИ ВО РАЗЛИЧНИ ВРЕМЕНСКИ ИНТЕРВАЛИ: ИН ВИТРО СТУДИЈА

Докторски труд

Скопје, 2026

Докторанд:

АРИФ АРИФИ

Тема:

ПРОЦЕНА НА СТЕПЕНОТ НА ОСЛАБНУВАЊЕ НА СИЛАТА НА РАЗЛИЧНИ ВИДОВИ ОРТОДОНТСКИ ИНТРАОРАЛНИ ЛАСТИЦИ ВО РАЗЛИЧНИ ВРЕМЕНСКИ ИНТЕРВАЛИ: ИН ВИТРО СТУДИЈА

Ментор:

проф. д-р Цветанка Бајрактарова Мишевска

Универзитет „Св. Кирил и Методиј”- Скопје

Комисија за одбрана:

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ (претседател)

Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,

Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,

Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,

Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,

Установа од која доаѓа

Научна област: СТОМАТОЛОШКИ НАУКИ

Дата на одбрана:

Ариф Арифи

ПРОЦЕНА НА СТЕПЕНОТ НА ОСЛАБНУВАЊЕ НА СИЛАТА НА РАЗЛИЧНИ ВИДОВИ ОРТОДОНТСКИ ИНТРАОРАЛНИ ЛАСТИЦИ ВО РАЗЛИЧНИ ВРЕМЕНСКИ ИНТЕРВАЛИ: ИН ВИТРО СТУДИЈА

– Апстракт –

Ортодонтските екстраорални и интраорални ластици за интермаксиларна влеча на забите се составен дел од ортодонтската терапија и претставуваат извор на сила која служи за корекција на меѓувиличните односи, затворање на просторите меѓу забите и корекција на интерденталната средина. Правилниот избор на димензијата, познавањето на нивните карактеристики, следењето на количеството ослободена сила во различни временски интервали, како и добрата соработка со пациентите, се услов за успешен ортодонтски третман.

Важни параметри кои секогаш треба да се земаат предвид се нивниот дијаметар, силата што ја ослободуваат и материјалот од кои се изработени. За време на ортодонтската терапија, ластиците ја губат својата иницијална сила како резултат од различни физички и хемиски фактори кои доведуваат до промена во нивната структура.

Целта на оваа ин витро студија е да се испита поврзаноста помеѓу степенот на ослабнување на силата на ортодонтските интраорални ластици од различни производители и материјалот од кои се изработени, во различни временски интервали.

За реализација на поставените цели, во истражувањето беа вклучени два типа интермаксиларни ластици, латекс и без латекс ластици, од три производители: American Orthodontics - САД, Dentaurum – Германија и Forestadent – Германија. Сите испитувани ластици беа со дијаметар од 4.8 mm и средна сила од 127,6 gr. Од секој производител беа испитувани по 10 примероци од двата типа (24 групи и вкупно 240 ластици), додека контролната група ја сочинуваа по 5 примероци латекс и без латекс ластици од истите производители. Испитувањата и карактеризацијата на испитуваните материјали беа направени во лабораторијата на Стоматолошкиот факултет, УКИМ, Скопје и во лабораторијата за полимерни и наноматеријали на Технолошко-металуршкиот факултет при УКИМ во Скопје. Испитуваните ластици беа поставени на 3Д принтирани држачи направени по нарачка (дизајнирана со Autocad програма во архитектонско студио PIKA и печатени со принтер Phrozen mega 8K со Anycubic 3D printing UV sensitive resin во заботехничка лабораторија DentX во Тетово) со столбови на растојание од 15 mm (истегнати три пати повеќе од нивниот дијаметар), во статична положба. Поставените ластици во статична положба во држачите беа ставани во водена бања (Memmert waterbath WNB 7-45) со вештачка плунка pH 6,5 и константна температура од 37°C. Мерењето на силата кај испитуваната група се одредуваше во четири временски интервали, на почетокот, по 12, 24 и 48 часа од истегнувањето, додека кај контролната група се испитуваше само иницијалната сила на ластиците на собна температура. Откако ластиците беа вадени од водената бања, јачината на нивната сила беше мерена со помош на Shimadzu Autograph AGS-X универзален тестер машина со куки поставени на растојание од 15 mm. Промените на морфологијата на површината на испитуваните ластици од пластичен материјал се анализираа со скенирачка електронска микроскопија (СЕМ). Испитувањата направени се со СЕМ-микроскопот од фирмата JEOL IT200 опремен со напарувач со злато, детектор за анализа под низок притисок и ЕДАКС-детектор за анализа на хемискиот состав на анализираната површина. Промените во хемискиот состав или хемијата на евентуалните наслаги или набабрувањата на ализираните површини анализирани се со Фуриевата – инфрацрвена спектроскопија (ФТИР). ФТИР спектрите снимани се со Perkin Elmer–Spectrum 100 machine, со 64 сканирања, во површински - ATR мод, во опсег од 400 cm−1 до 3500 cm−1. Појавата на оксидациски елементи или некои други функционални врски и групи на површината на испитуваните ластици анализирани се и со примена на Раман спектроскопијата. За таа цел, употребен е Раман Спектрометар SPELEC на Дропсен. Спектрите снимани се во опсег од 500 до 2000 cm-1 на собна температура. Промените во еластичноста кои резултираат од промена на степенот на подвижност на макромолекуларната верига на полимерот од кој се изработени ластиците се следени со следење на промените на степенот на среденост т.е. кристалиничност на полимерниот материјал на ластикот. Овие промени анализирани се со Диференцијална скенирачка спектроскопија (ДСЦ). За оваа цел снимани се ДСЦ термограми на инструментот THAMYS ONE+, на компанијата СЕТАРМ, во температурен интервал од 20 до 250° С, со брзина на загревање од 5 К/мин. во средина на азот.

Резултатите покажаа дека постојат значајни разлики меѓу силата на латекс и без латекс интермаксиларните ортодонтски ластици кај сите испитувани примероци; латекс ластиците имаат значајно поголема сила во споредба со без латекс ластиците. Најголема загуба на сила се јавува во текот на првите 12 часа од нивната употреба, кај двете испитувани групи на ластици, но сепак, поголема загуба на сила регистрирана е во групата на без латекс ластиците. Речиси кај сите производители и типови ластици во интервалот од 48 часа по нивното поставување беше регистрирано благо зголемување на нивната цврстина, што се должи на зголеменото стврднување на ластиците и губење на еластичноста. Постојат промени во морфологијата на површината на ластиците и хемиски промени во нивниот состав по нивното оптоварување. Кај ластиците кај кои регистрирана е појава на пори по 24 часа третман во водена бања, доаѓа до опаѓање на јачината т.е силата на кинење на испитуваните ластици, и тоа за 65-70%. Кај примероците кај кои не е регистрирана појава на пори или формирање поостро изразена граница помеѓу агломератите, процентот на намалување на силата на ластиците е помал и се движи околу 30%. За постигнување оптимални резултати, латекс ластиците треба да се менуваат на секои 24 часа, додека без латекс ластиците на секои 12 часа. Во однос на производителите, принципот на губење на силата е ист кај сите производители.

Истражувањата извршени во рамките на овој докторски труд ја потврдија хипотезата дека постојат разлики во ослабнувањето на силата меѓу латекс и без латекс ластиците во различните временски периоди, како и дека има промени во структурата и хемискиот состав на различните видови интраорални ластици. Добиените резултати од ова истражување придонесоа за одредување на оптималното време за менување на интермаксиларните ластици во тек на ортодонтската терапија, како и кој тип ластици покажуваат најдобра стабилност во однос на силата на истегнување. Испитувањата извршени во рамките на овој докторски труд понудија и податоци за структурните морфолошки промени и хемискиот состав на ластиците во различни временски интервали, што ќе претставува квалитетно надополнување на светската литература во врска со оваа проблематика.

Клучни зборови: латекс ортодонтски ластици, без латекс ортодонтски ластици, интермаксиларни ластици, деградација на сила, Forestadent, American Orthodontics и Dentaurum.

Arif Arifi

ASSESSMENT OF THE FORCE DEGRADATION OF DIFFERENT TYPES OF ORTHODONTIC INTRAORAL ELASTICS AT DIFFERENT TIME INTERVALS: AN IN-VITRO STUDY

– Abstract –

Orthodontic extraoral and intraoral elastics are an integral part of orthodontic therapy and represent a source of force that serves to correct the intermaxillary relationships, close the spaces between the teeth and correct the interdental space. The correct choice of dimension, knowledge of their characteristics, monitoring the amount of force released at different time intervals, as well as good cooperation with patients, are a condition for successful orthodontic treatment.

Important parameters that should always be taken are their diameter, the force they release and the material from which they are made. During orthodontic therapy, elastics lose their initial strength as a result of various physical and chemical factors that lead to a change in their structure.

The aim of this in vitro study is to examine the relationship between the degree of weakening of the strength of orthodontic intraoral elastics from different manufacturers and the material from which they are made, at different time intervals.

To achieve the set goals, the research included two types of intermaxillary elastics, latex and non latex elastics, from three manufacturers: American Orthodontics - USA, Dentaurum - Germany and Forestadent - Germany. All tested elastics had a diameter of 4.8mm and an average force of 127.6g. From each manufacturer, 10 samples of both types were tested (24 groups and a total of 240 elastics), while the control group consisted of 5 samples of latex and non latex elastics from the same manufacturers. The tests and characterization of the tested materials were performed in the laboratory of the Faculty of Dentistry, UKIM, Skopje and in the laboratory for polymer and nanomaterials of the Faculty of Technology and Metallurgy at UKIM in Skopje. The tested elastics were placed on custom-made 3D printed holders (designed with Autocad program in the PIKA architectural studio and printed with a Phrozen mega 8K printer with Anycubic 3D printing UV sensitive resin in the DentX dental laboratory in Tetovo) with posts at a distance of 15 mm (stretched three times their diameter), in a static position. The elastics placed in a static position in the holders were placed in a water bath (Memmert waterbath WNB 7-45) with artificial saliva pH 6.5 and a constant temperature of 37°C. The force measurement in the tested group was determined in four time intervals, at the beginning, after 12, 24 and 48 hours of stretching, while in the control group only the initial force of the elastics at room temperature was tested. After the elastics were removed from the water bath, their tensile strength was measured using a Shimadzu Autograph AGS-X universal testing machine with hooks placed at a distance of 15mm. The changes in the surface morphology of the tested elastics were analyzed by scanning electron microscopy (SEM). The tests were performed with a JEOL IT200 SEM microscope equipped with a gold evaporator, a low-pressure analysis detector and an EDAX detector for analyzing the chemical composition of the analyzed surface. Changes in the chemical composition or chemistry of any deposits or swellings on the treated surfaces were analyzed by Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR). The FTIR spectra were recorded with a Perkin Elmer–Spectrum 100 machine, with 64 scans, in surface - ATR mode, in the range from 400 cm−1 to 3500 cm−1. The appearance of oxidation elements or some other functional bonds and groups on the surface of the examined elastics was also analyzed using Raman spectroscopy. For this purpose, a Dropsen SPELEC Raman Spectrometer was used. The spectra were recorded in the range from 500 to 2000 cm-1 at room temperature. The changes in elasticity that result from a change in the degree of mobility of the macromolecular chain of the polymer from which the elastics are made are monitored by monitoring the changes in the degree of order, i.e. crystallinity of the polymer material of the elastic. These changes are analyzed with Differential Scanning Spectroscopy (DSC).

The results showed that there are significant differences between the strength of latex and non-latex intermaxillary orthodontic elastics in all tested samples; latex elastics have significantly greater strength compared to non-latex elastics. The greatest loss of strength occurs during the first 12 hours of their use, in both tested groups of elastics, however, a greater loss of strength is registered in the group of non-latex elastics. Almost in all manufacturers and types of elastics in the interval of 48 hours after their placement, a slight increase in their strength was registered, which is due to the increased hardening of the elastics and loss of elasticity. There are changes in the morphology of the elastics' surface and chemical changes in their composition after their loading. In elastics in which the appearance

of pores is registered after 24 hours of treatment in a water bath, there is a decrease in the strength, i.e. the breaking force of the tested elastics, by 65-70%. In samples where no pores or sharp boundaries between agglomerates were observed, the percentage of elastic strength loss was lower and was around 30%. To achieve optimal results, latex elastics should be changed every 24 hours, while non-latex elastics should be changed every 12 hours. Regarding manufacturers, the principle of strength loss is the same for all manufacturers.

The research conducted within the framework of this doctoral thesis confirmed the hypothesis that there are differences in the weakening of strength between latex and non-latex elastics in different time periods, as well as that there are changes in the structure and chemical composition of different types of intraoral elastics. The results obtained from this research contributed to determining the optimal time for changing intermaxillary elastics during orthodontic therapy, as well as which type of elastics show the best stability in terms of tensile strength. The studies conducted within the framework of this doctoral thesis also offered data on the structural morphological changes and chemical composition of the elastics in different time intervals, which will represent a quality addition to the world literature regarding this issue.

Keywords: latex orthodontic elastics, non-latex orthodontic elastics, intermaxillary elastics, force degradation, Dentaurum, American Orthodontics , Forestadent.

Благодарност

Ми претставува огромно задоволство овие реченици на благодарност и посветување да ги напишам почнувајќи од мојата менторка проф. д-р Цветанка Бајрактарова Мишевска, која како врвен експерт, професор и, пред сè, човек со големо срце, беше секогаш подготвена и тука за мене во текот на изработката на оваа докторска дисертација. Среќен и привилегиран сум што сум нејзин кандидат, се надевам сум успеал да ја оправдам нејзината доверба и залагање, со изработување квалитетен труд.

Голема благодарност и до сите мои професори во текот на моите студии, постдипломски студии, специјализација, кои со нивната работа и посветување имаат придонес во формирањето на мојот професионален и академски пат.

Голема благодарност до моите пријатели и колеги кои со нивната поддршка секогаш беа тука за мене, особено ги издвојувам: Агон, Дритеро, Зана, Земри и Илир кои во тек на изработката на овој докторски труд, секој на различен начин, даваше свој придонес.

Огромна благодарност заслужува мојата сопруга, мајката на моите прекрасни две деца, Деон и Адонис, која со својата поддршка и неуморност секогаш беше тука за сите нас, која даваше сè од себе за јас да имам простор и време да се посветам на науката и работата. Благодарност и до моите родители, брат и сестра, без кои немаше да бидам тоа што сум денес.

Секако, оваа докторска дисертација им ја посветувам на целата моја фамилија, особено на моите деца, Деон и Адонис, за во иднина тие да имаат референтна точка кон каков правец тие треба да се посветат професионално и до нивоа, кои се надевам, ќе бидат уште повисоки за нив.

Ви благодарам од срце!

Изјавувам дека докторскиот труд е оригинален труд што го изработив самостојно, со уредно цитирана користена литература и извори. Трудот не е применуван во рамките на други универзитетски студии за стекнување друга титула.

Потпис на авторот
д-р Ариф Арифи

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

Потпис на авторот
д-р Ариф Арифи

СОДРЖИНА

СПИСОК НА КРАТЕНКИ 10
1. ВОВЕД 11
ИСТОРИСКА ПЕРСПЕКТИВА 11
ТИПОВИ ЛАСТИЦИ 13
БИОКОМПАТИБИЛНОСТ НА ЛАСТИЦИТЕ 20
СОРАБОТКАТА СО ПАЦИЕНТИТЕ 22
2. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА ВО ДАДЕНАТА НАУЧНА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ 25
3. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ 33
4. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА 34
5. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ 44
6. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИТЕ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ 107
7. ЗАКЛУЧОЦИ 129
8. СПИСОК НА КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА 131
9. БИОГРАФИЈА 145
10. ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ 146

СПИСОК НА КРАТЕНКИ

AO – American Orthodontics

AOL - American Orthodontics Latex

AONL - American Orthodontics Non Latex

F – Forestadent

FL – Forestadent Latex

FNL – Forestadent Non Latex

D- Dentaurum

DL – Dentaurum Latex

DNL – Dentaurum Non Latex

OT – Ortho Technology

DSC - Differential Scanning Calorimetry

SEM – Scanning Electronic Microscopy

EDAX – Energy Dispersive X-ray Analysis/Spectroscopy

FTIR – Fourier Transform Infrared Spectroscopy

RAMAN – Raman Spectroscopy

ADA – American Dental Association

1. ВОВЕД

Ортодонтските екстраорални и интраорални ластици за интермаксиларна влеча на забите се составен дел од ортодонтската терапија со фиксни апарати, алајнери, при комбиниран ортодонтско-хируршки пристап, фрактури и др. Тие се извор на сила неопходна во биомеханиката на движењето на забите која помага во корекција на меѓувиличните односи, затворање на просторите меѓу забите и корекција на интерденталната средина, со цел постигнување оптимални оклузални односи и добра фацијална естетика.[1-5]

Правилниот избор на димензијата, познавањето на нивните карактеристики, следењето на количеството ослободена сила во различни временски интервали, како и добрата соработка со пациентите, се услов за успешен ортодонтски третман.[6]

ИСТОРИСКА ПЕРСПЕКТИВА

Употребата на ластиците во ортодонцијата има богата историја, со рана примена што датира уште од 19-от век. Една од пионерските фигури во оваа област бил д-р Edward Maynard, кој во 1843 година прв ги употребил ластиците, како техника за корекција на неправилно поставените вилици.[7,8]

Овој иновативен метод овозможил значаен напредок во ортодонтската пракса нудејќи поефикасни средства за корекција на малоклузиите. Пред воведувањето на ластиците, ортодонтските третмани се потпирале врз заостанати алатки и материјали. Патот на ортодонцијата може да се проследи до античките цивилизации, каде што се правеле обиди за исправување на забите со употреба на сурови материјали, како што се метални жици и жици направени од цревата на животните.[9,10]

Овие рани методи, иако инвентивни, честопати не успевале да дадат сигурни резултати. Желбата за подобро поставување на забите во забниот низ била очигледна кај античките Египќани и Етрурци, кои користеле различни материјали за одржување на подредеността на забите.[11,12]

Во годините, по првичната употреба на ластиците од страна на Maynard, E.J. Tucker дополнително ја развил примената на гумените ластици во ортодонцијата. Во 1850 година, Tucker станал првиот што изработил гумени ластици од гумени цевки подобрувајќи ја разновидноста и ефикасноста на ортодонтските апарати.[8,13]

Воведувањето на синтетичките ластици во 1960-тите години, ги поставило темелите на модерната ортодонтска практика правејќи ги ластиците составен дел од ортодонтскиот третман.[14- 16]

Во 1890-тите години, и други ортодонти како Calvin Case и Henry Baker продолжиле со употреба на ластиците во ортодонтската пракса. Case често е признат како еден од првите клиничари кои користеле интермаксиларни ластици во третманот придонесувајќи за раната рамка на ортодонтската методологија.[15,17-21]

Во меѓувреме, во 1893 година, Baker го развил "Baker Anchorage" кој вклучувал ластици за поефикасно позиционирање на забите.[14,22] Оваа техника овозможила примена на конзистентна сила за насочување на забите во нивните посакувани положби решавајќи ги меѓувиличните несовпаѓања кои претходно биле тешки за корекција.[23]

Сите овие достигнувања ги поставиле темелите за интеграција на ластиците како составен дел од ортодонтските апарати. На почетокот од 20-от век, настанал премин од употребата на природната гума за изработка на ортодонтските ластици кон примена на синтетички материјали за оваа намена, подобрувајќи ја издржливоста и ефикасноста на ластиците во клиничката пракса.[7,24,25]

Кога производителите почнале да произведуваат ластици со супериорни својства, тие ги замениле претходните модели направени од природна гума, за кои било познато дека брзо ја губат својата моќ поради апсорпцијата на влага. [7,26]

Еволуцијата на ластиците во ортодонцијата, означила и значителен напредок во нивниот дизајн и техники на примена. Првично, најчесто се користеле латекс ластици, но

како што се развивала технологијата за производство на материјали, производителите почнале да произведуваат синтетички ластици со различни конфигурации кои обезбедувале подобри перформанси. Синтетичките еластомери развиени во ова време нуделе подобрени својства вклучувајќи подобрена издржливост и флексибилност, што ги направило примарен избор за ортодонтска примена.[27,28]

Воведувањето на ластиците го револуционизираше пристапот кон корекција на ортодонтските неправилности. Специфичните видови ластици, како што се ластиците од II и III класа, станаа основни алатки за корекција на длабокиот и отворениот загриз. Способноста за нивно лесно нанесување и отстранување, дополнително, го олесни третманот на пациентите придонесувајќи за подобрена хигиена и удобност за време на третманот.[29,30]

ТИПОВИ ЛАСТИЦИ

Правилниот избор на ортодонтските ластици, познавањето на нивните карактеристики и внимателното следење на количината на сила ослободена во различни временски интервали, како и добрата соработка со пациентите, се услов за безбеден и успешен ортодонтски третман.[31,32]

Edward Angle, често сметан за татко на модерната ортодонција, одиграл клучна улога во воспоставувањето на принципите на оклузија и развојот на стандардизирани ортодонтски апарати. Првично, ортодонтските интервенции биле фокусирани врз подредување и нивелирање на забите, со ограничено внимание посветено врз основните скелетни несовпаѓања, но, со појавата на функционалните апарати и, последователно, ортогнатската хирургија, ортодонтите почнале да се справуваат и со посложени малоклузии кои вклучувале скелетна дисхармонија. Потрагата за надминување на ограничувањата во движењето на забите и контролата на сидрењето довело до истражување различни методи, вклучувајќи: Headgear, транспалатинални лакови и Nance палатинални копчиња. Воведувањето на интермаксиларните ластици означило значаен напредок во ортодонтската биомеханика обезбедувајќи разновидни и релативно едноставни средства за примена на

корективни сили помеѓу забните лакови, со што се проширил рангот на возможни движења на забите и се подобрила ефикасноста на ортодонтскиот третман.[33]

Интермаксиларните ластици вообичаено се применуваат за корекција на: linea mediana, лоша поставеност на забите и корекција на малоклузии од II или III класа, отворен загриз, длабок загриз, унилатерален или билатерален вкрстен загриз и др.[3,34]

Два параметри ги дефинираат ортодонтските ластици: дијаметарот (3,2 mm, 4,8 mm, 6,4 mm, 8 mm, 9,5 mm, 13 mm, 16 mm и 19 mm) и силата што ја ослободуваат (70,9 gr., 127,6 gr., 184,2 gr., 226,8 gr. и 397 gr.).[1]

***Интраорални ластици*:** Интраоралните ластици имаат големо значење во терапијата со фиксни апарати. Иако постојат некои цели на носењето на ластиците кои ги надминуваат филозофските разлики меѓу техниките на третман, постојат и други кои се однесуваат само на специфичните типови механизми. Постојат три основни примени на интраоралните еластици. Едната е усогласување на меѓувиличните односи за да се постигне правилна оклузија во сагитален правец. Вкрстениот загриз или корекцијата на несовпаѓањето на linea mediana е втората функција. Додека, третата примена е да се помогне во финализирањето на оклузијата на крајот од третманот (со акцент врз вертикалната димензија). [35]

- *КЛ I ластици* / хоризонтални ластици / интрамаксиларни ластици / интравилични ластици - се протегаат во секој лак. Се користат за затворање на просторот, но може да го отворат и загризот. Се поставуваат од тубата на моларот до интрамаксиларната кука од истата страна, на истиот лак и може да се наречат и интравилични ластици. Силата што се препорачува е 42,5 до 70,8 gr.. за случаи без екстракција и 56,7 до 113,4 gr. кај случаи со екстракција.[36]
- *КЛ II ластици* / интермаксиларни ластици /интервилични ластици. овие ластици се поставуваат од долните први молари до максиларните канини со цел корекција на малоклузија II класа. Ако долниот втор молар е бондиран, ластикот најдобро е да се постави од вториот премолар до горниот канин (или дури и до латералниот инцизив за подолг хоризонтален вектор) ако треба да се користат повеќе од два месеци во третманот. Ако ластиците се користат само од 2 до 6 недели, тогаш може да се

постават од долните први молари до горните канини. Овој режим на третман ги минимизира несаканите ефекти од употребата на ластици (екструзија на долните бочни заби и лабијална инклинација на мандибуларните фронтални заби, спуштање на предната оклузална рамнина и создавање gummy smile). Доколку се појави непријатност во темпоромандибуларниот зглоб, ластиците треба да се прекинат барем привремено. Препорачаната сила е 42,5 до 70,8 gr.. за случаи без екстракција и 56,7 до 113,4 gr. кај случаи со екстракција.[37]

- *КЛ III ластици :* ластиците од класа III се сосема спротивни на тие од класа II. Тие се протегаат од горниот молар до долниот канин. Се користат во третманот на малоклузија III класа. Во некои случаи на II класа се користат и за ублажување на оклузијата раб на раб во фронталната регија. Тие поттикнуваат екструзија на горните бочни и фронтални заби, заедно со лингвалната инклинација на мандибуларните фронтални заби. [38]
- *Ластици за фронтална регија*: се користат за подобрување на преклопот на инцизивите. Отворен загриз до 2 mm може да се коригира со овие ластици. Тие можат да се протегаат од долниот латерален инцизив до горните латерални или централни инцизиви или од долниот канин до горните латерални инцизиви. Се користат во комбинација со обична жица за затворање на просторите помеѓу предните заби. Создава реципрочен типинг на предните заби, што ги затвора просторите. Се препорачува само по лингвалното исправување и корекција на преклопот кај фронталните заби (се употребува сила од 28,3 до 56,6 gr.).[34]
- *Цик-цак ластици*: овие ластици се користат за корекција на ротации на премоларите. Се поставуваат од премолар до канин и од премолар до молар. Ова може да предизвика несакани движења на моларите. Индицирани се во случаи на екстракција и каде што е присутен простор. Препорачаната сила е 70,8 gr.[39]
- *Ластици за вкрстен загриз*: овие ластици се индицирани кај унилатерални и билатерални вкрстени загризи, за проширување и исправување на долните молари кои се лингвално инклинирани. Се поставуваат лингвално на афектираниот заб и вестибуларно на спротивниот заб во другата вилица. Препорачаната сила е 141,7-198,4 gr.

- *Крос-палатинални ластици:* овие ластици се користат за корекција на положбата на горните молари, за време на третата фаза. Се поставуваат лингвално помеѓу моларите.
- *Дијагонални ластици (midline ластици):* овие ластици се користат за корекција на linea mediana. Се поставуваат од едната страна со горна интермаксиларна кука на другата страна со долна интермаксиларна кука, или на канини во дијагонален правец. Користената сила е од 42,5 до 70,8 gr. Исто така, се нарекуваат и интермаксиларни крос ластици.[38]
- *Ластици за отворен загриз:* се користат за корекција на отворен загриз. Може да се постават во триаголна или четвороаголна форма. Вертикалните ластици се протегаат помеѓу горните и долните брекети на секој заб.[40]
- *Box ластици*: имаат конфигурација во форма на четириаголник и можат да се користат во различни ситуации за да се постигне екструзија на забот и да се подобри интеркуспидацијата. Најчесто се поставуваат меѓу максиларните канини и латерални инцизиви со мандибуларните премолари и канини (КЛ II вектор) или меѓу мандибуларните канини и латерални инцизив со максиларните канини и премолари (КЛ III вектор). Сите премолари од едната страна, исто така, можат да се екструдираат. Овие ластици се користат за корекција на отворениот загриз бочно или во фронталната регија зависно од тоа како се поставени. Употребената сила треба да изнесува околу 170 gr.[41]
- *Триаголни ластици*: триаголно поставените ластици помагаат во подобрувањето на интеркуспидацијата на канинот во I класа и го зголемуваат overbite-от напред со затворање на отворениот загриз од 0,5 до 1,5 mm. Тие се протегаат од горниот канин до долниот канин и првите премолари. Се користат од слични причини како и box ластиците, но вклучуваат само три заби. Главната концентрација на силата е на забот на врвот од триаголникот. Се препорачува кога еден заб треба да се доведе во оклузија. Се користат ластици од 3,175 mm со сила од 99,2 gr.[38]
- *Вертикални ластици:* овие ластици се корисни кај тие кои имаат тешкотии во затворањето на загризот, без разлика дали е во фронтална или во бочна регија. Овој тип ластици во ортодонцијата е контраиндициран кај малоклузии кои првично биле карактеризирани со длабок загриз. Силата што се користи е 99,2 gr.[41]

- M и W ластици: при отворен загриз или тенденција кон III класа. Лакот е пресечен дистално од латералните инцизиви или канините и се поставуваат горе-долу ластици („M“ со опашка). Во случај на I класа се користи M или W без опашка. Горниот и долниот жичен лак се пресечени каде забите треба да се екструдираат. Во класа II се дава вектор „W“ со опашка. Употребената сила е 113,4 gr.[38]
- *Лингвални ластици:* овие ластици може да се користат како додаток за балансирање на букалната еластична сила, со што се зголемува ефикасноста на распределбата на силата. Лингвално поставени долни молари можат да се исправат со употреба на ластици од класа II поставени помеѓу лингвалната страна на долниот молар и интермаксиларната кука на горната туба во горната вилица.[38]
- Check ластици: кога лакот има тенденција да ги инклинира моларите дистално, моларите го насочуваат предниот дел од лакот гингивално обезбедувајќи анкоража во вертикалната рамнина. Вертикалната анкоража може да се зајакне со еден метод на шема на интермаксиларни ластици. Едниот крај на ластикот закачен е преку свитканиот дистален крај на горната жица и на долната жица, а другиот крај на кука мезијално од канинот. Check ластиците можат да обезбедат моќен механизам за намалување на overbite-от предизвикувајќи екструзија на максиларните и мандибуларните молари и спротивставувајќи ја тенденцијата на моментите на анкоража да ги инклинираат моларите дистално, плус помагајќи и во интрузијата на инцизивите.[42]
- *Sling-shot ластици (за дистализирање молари):* две куки на букалната и лингвалната страна на моларот треба да се вградат во акрилната плоча за да го држат ластикот. Ластикот се растегнува на мезијалниот дел од моларот за да се дистализира.[43]
- *Асиметрични ластици:* тие се обично II класа од едната страна, а III класа од другата страна. Се користат за корекција на забни асиметрии. Доколку е присутна значителна девијација на средната линија (2 mm или повеќе), треба да се користи и ластик од горниот латерален инцизив до долниот контралатерален латерален инцизив.
- *Завршни ластици:* завршните ластици се користат на крајот од третманот. Кај II класа ластикот се протега од максиларниот канин и продолжува до првиот премолар во долната вилица, и на истиот „горен и долу“ начин завршува на топчестата кука на

мандибуларниот прв молар. Во случаи на отворен загриз или III класа ластикот се протега од долниот канин, продолжува до максиларниот канин и завршува на максиларните молари. Ластиците се прикачени на топчестите кукички на брекетите или на Kobayashi-кукичките. По можност треба да се носат постојано (24 часа на ден) за максимален ефект, но носењето од само 12 часа на ден може да биде индицирано поради нивните несакани ефекти. Тие треба да се менуваат еднаш или двапати на ден бидејќи ластикот брзо се заморува (за разлика од кетените, кои траат 3 до 4 недели). Препорачаната сила е 56,7 gr.[38]

Применувањето слаби сили обезбедува брзо движење на забите со најмала непријатност кај пациентот и минимална подвижност за време на ортодонтската терапија. Во оралната празнина, ластиците се подложни на постојано дејство на силите. Значајно намалување на нивната сила се случува во текот на првиот ден од употребата, а најголема загуба уште во првиот час од нивната примена. Големината на луменот влијае врз ослабнувањето на силата, при што ластиците со помали димензии треба почесто да се менуваат за одржување на планираната сила.[44]

Bales и сор. први покажале дека ортодонтските ластици не се однесуваат како линеарни еластични системи напротив, малите промени во екстензијата можат да предизвикаат непропорционални варијации во силата. Нивната работа поставува темелни принципи за разбирање на нелинеарната механика кај еластомерните материјали. Ова истражување и денес претставува основен извор за интерпретација на биомеханичките ограничувања на ортодонтските ластици.[45]

Raza[46] и сор. испитувајќи ги силите на ластиците со различни дијаметри и различни категории на номинална сила утврдиле дека ластиците со поголем дијаметар покажуваат поизразена и побрза деградација. Ова се должи на нивната пониска почетна ригидност и поголема подложност на структурни промени под оптоварување. Студијата ја нагласува важноста на внимателен избор на димензиите и карактеристиките на ластиците со цел да се постигне оптимален биомеханички резултат.

Wang[47] во 1976 година предложил еластомерните материјали да бидат претходно растегнати до 1/3 од нивната должина. Оваа постапка ќе ја зголеми должината на материјалот. Ако материјалот е премногу растегнат ќе се појави бавно стврднување, но со текот на времето ќе се врати во првобитната состојба. Ако материјалот е премногу растегнат до точка на кинење повеќе пати ќе се појави трајна пластична деформација. Ова значи дека почетната сила може да има влијание врз претходно растегнатите ластици, така што, при употреба, таа ќе даде постабилна сила.[48,49]

И покрај широката употреба на ластиците во ортодонтската заедница, постојат спротивставени податоци за нивните механички својства. Применетите сили зависат од материјалот, големината и местата на применување.[50]

Oesterle и сор. анализирајќи го несовпаѓањето меѓу силата што ја перципираат клиничарите и реално измерената сила на меѓувиличните ластици утврдиле дека во многу случаи постои значајно несогласување меѓу субјективната процена и објективната вредност. Според нив, ова може да резултира со неконтролирани биомеханички ефекти доколку се потпираме врз интуитивна процена без инструментално мерење. Студијата ја нагласува важноста од рутинско користење точни мерења при ортодонтското планирање, особено кога се бара прецизна контрола на ортодонтските сили.[51]

Кај ластиците се случува постојана загуба на силата, особено во текот на првиот ден од употребата. Најголем дел од деградацијата е во првиот час. Сепак, ситуацијата, во реалните услови на оралната празнина, е многу покомплицирана. Пациентите често се подложени на различни орални активности во текот на денот што може да се сметаат како динамична средина за ластиците. Нормалното растегнување при зборување и џвакање е помеѓу 20 и 50 mm. За време на спиење има малку орални активности и ова е релативно статична средина.[47,52]

Стапката на ослабнување на силата на ластиците се состои од две криви: почетно брзо ослабнување на силите кое се јавува во првите 3-4 часа по истегнувањето на материјалот и латентно ослабнување, кое следи по овој период. Во литературата се среќава емпириско правило (правило на „3“) кое покажува дека ластиците имаат за 300% поголема сила на истегнување во однос на нивниот дијаметар. [53-56]

БИОКОМПАТИБИЛНОСТ НА ЛАСТИЦИТЕ

Според материјалот од кои се изработени, постојат два типа ортодонтски ластици: латекс ластици изработени од природна гума и без латекс ластици изработени од синтетичка гума која е вештачки полимер и ги репродуцира во повисок или помал степен физичките својства на природната гума.

Природниот латекс е изопренски полимер кој се состои главно од тешки молекули и мали количини протеини и масни киселини. Иако природниот латекс не е алерген, тој поседува послаби механички својства кои бараат засилување. Амонијакот е додаток кој се користи за подобрување на механичките својства на латексот и покрај фактот што неговото додавање произведува алергени. Друг процес на зајакнување кој, исто така, генерира алергени е вулканизацијата која вклучува додавање забрзувачи и антиоксиданти.

Латекс ортодонтските ластици се широко употребувани во ортодонцијата поради нивната ниска цена и висока флексибилност. Главна карактеристика на ластиците е нивната еластичност што е својство кое се дефинира со способноста да се вратат во првобитната димензија по претрпување значителна деформација. Со текот на времето, јачината на првично употребената сила се намалува, а со тоа движењето на забот може да се намали или да престане. [5,53,57-60]

Природната гума е еден вид еластомер кој со вкрстени врски формира тродимензионална ретикуларна структура. Неговите еластични својства зависат од неправилни извртени долги молекуларни синџири поврзани заедно во одредени точки со ковалентни врски помеѓу различни атоми, како што е сулфур со два јаглеродни атоми. Кога еластичноста на латексот се оптоварува со одредена сила над нејзината граница, заморот на материјалот започнува во слабите точки од внатрешната површина поради недостаток од хомогеност. Триењето помеѓу молекуларните синџири, исто така, предизвикува динамичен замор на материјалот, а деградацијата на силата е понагласена при неповолни услови, како на пр. во оралната празнина. [61-63]

Откако ќе се постават во усната празнина, ластиците губат дел од својата почетна сила заради оралните активности (џвакање и зборување), но и поради нивната изложеност

на факторите на животната средина (составот на плунката, храна и пијалаци со различна киселост и алкалност, интраоралниот pH и температурните варијации, ензимското и микробното дејство, како и денталната хигиена на пациентот). Сите овие постапки (т.е. постојано истегнување и различни средини) би можеле да ја променат структурата на латекс ластиците и да влијаат врз нивните правилни врски.[31,47]

Со текот на годините, има зголемување на случаите на чувствителност на латексот, и следствено, ова бара производство и комерцијализација на производи без латекс. АДА објави дека приближно 0,12-6% од луѓето и 6,2% од стоматолозите се алергични на латекс. Контактот на кожата со латекс кај алергични луѓе може да доведе до дерматитис, а мукозниот контакт со ортодонтски ластици може да доведе до системски реакции како што е анафилактичниот шок.[58-60, 64-66]

Алергиите на латексните протеини се зголемуваат, што има импликации за стоматолозите бидејќи латексот е сеприсутен во стоматолошката средина. Повеќето документирани алергиски реакции на латекс производи го идентификуваат преостанатиот гумен протеин што го содржи антигенот. Реакциите на латекс носат со себе широк спектар од ризик и системски реакции. Изложеноста на кожата кај лица чувствителни на латекс често предизвикува контактен дерматитис, додека или мукозниот или потенцијалниот контакт, што се јавува со употреба на ортодонтски ластици, поверојатно е да предизвика брза системска реакција како што е анафилактичниот шок. Со зголемувањето на инциденцата на алергиски реакции на латекс, употребата на материјали без латекс станува клинички сè поважно.[67,68]

Еволуцијата на интермаксиларните ластици, исто така, опфаќа подобро разбирање на динамиката на силата и нивното влијание врз движењето на забите. Раните ортодонтски третмани се потпираа врз емпириски методи за одредување на еластичните сили, честопати базирани врз тестирања и грешки. Сепак, напредокот во биомеханиката и инженерските принципи им овозможи на ортодонтите да ги пресметаат и предвидат силите генерирани од ластиците со поголема точност. Ова подобрено разбирање на динамиката на силата доведе до развој на пософистицирани стратегии за третман кои го оптимизираат движењето на

забите, а воедно ги минимизираат несаканите ефекти. Ортодонтите сега можат да избираат различни еластични конфигурации, кои може да испорачуваат специфични сили за да се постигнат посакуваните движења на забите. Употребата на уреди за мерење на силата и компјутерски потпомогнати симулации дополнително го усоврши разбирањето на еластичните сили и нивното влијание врз движењето на забите. Со прецизно контролирање на големината, насоката и времетраењето на еластичните сили, ортодонтите можат да постигнат поефикасни и попредвидливи исходи од третманот. Примената на биомеханичките принципи во терапијата ја трансформираше областа на ортодонцијата, овозможувајќи им на клиничките лекари поприспособен и поефикасен третман на своите пациенти. Со напредокот на технологијата, се очекува понатамошен развој на еластичните материјали и механизмите за контрола на силата, ветувајќи уште попрецизни и поефикасни резултати од ортодонтскиот третман.

СОРАБОТКАТА СО ПАЦИЕНТИТЕ

Успехот на ортодонтскиот третман со интермаксиларни ластици, во голема мера, зависи и од соработката на пациентот, бидејќи ластиците мора да се носат доследно и правилно за да се постигнат посакуваните движења на забите. Ортодонтите играат клучна улога во едукацијата на пациентите за правилната употреба и одржувањето на ластиците, како и за важноста на почитувањето на пропишаниот распоред за носење.

Фактори што влијаат врз соработката:

● Фактори поврзани со пациентот: возраст, пол, социоекономски статус, родителски односи и психолошки фактори, можат да играат улога. Сепак, важно е да се запомни дека секој пациент е посебна индивидуа;

● Верувања, ставови и перцепции: верувањата, ставовите, перцепциите и причините на пациентот за продложување на третманот можат да влијаат врз нивната соработка;

● Мотивација: разбирањето на придобивките од ластиците е клучен мотив;

● Практични размислувања: болката, јадењето, социјалните ситуации, спортот, губењето на ластиците и кинењето можат да влијаат врз соработката;

● Константни потсетувања за да се носат ластици може да биде корисно;

● Однос ортодонт-пациент: пристапот фокусиран врз пациентот и добриот однос со ортодонтот се од суштинско значење.

Подобрување на соработката:

● Комуникација: отворената комуникација помеѓу ортодонтот и пациентот може да ја подобри соработката;

● Јасни инструкции: давањето јасни и лесни инструкции е важно;

● Индивидуализиран пристап: приспособувањето на планот за лекување и комуникацијата кон секој пациент поединечно може да ја подобри соработката;

● Мотивација: помагањето на пациентите да ги разберат придобивките од носењето ластици може да ја зголеми нивната мотивација;

● Справување со тешкотии: отвореното решавање на сите тешкотии или проблеми што ги има пациентот може да помогне во надминувањето на пречките за соработка;

● Мониторинг: редовното следење и повратните информации можат да им помогнат на пациентите да останат на вистинскиот пат;

● Користење планови „ако-тогаш“: плановите „ако-тогаш“ може да ја подобрат усогласеноста со носењето ластици во споредба со рутинските клинички инструкции. [69-74]

Непочитувањето на упатствата може да го загрози конечниот исход, што доведува до зголемено време на лекување и потенцијално неоптимални резултати. Разбирањето на повеќето фактори што влијаат врз соработката е клучно за ортодонтите да развијат ефикасни стратегии за промовирање на придржувањето на пациентите кон протоколите за лекување. Овие фактори можат да се движат од специфични карактеристики и перцепции за пациентот до практични предизвици со кои се соочуваат за време на носењето на ластиците.[75,76]

Topouzelis и Palaska[77] прикажале сеопфатен приказ на клиничките индикации и биомеханички принципи поврзани со употребата на интермаксиларните ластици. Тие истакнуваат дека ефикасноста на ортодонтската терапија, во голема мера, зависи од конзистентноста на применетите сили и од дисциплинираното придржување на пациентот. Овој приказ ја нагласува важноста на темелното познавање на механиката на ластиците при планирање на ортодонтските движења и оптимизацијата на клиничките резултати. Наместо

да се фокусираат врз предвидување, ортодонтите треба да се фокусираат врз комуникација, мотивација и пристап центриран кон пациентот.[78,79]

Бидејќи во литературата постојат контрадикторни податоци за механичките својства на латекс и без латекс ластиците, се наметнува прашањето, дали ластиците можат да ја обезбедат очекуваната сила кога се под влијание на толку многу физички и хемиски фактори, и како треба тие да се употребуваат за постигнување успешен ортодонтски третман?

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

Поголем број од студиите го испитувале ослабнувањето на силата во статична средина, а помал број ги испитувале ефектите од динамичкото тестирање. Резултатите покажале дека цикличното тестирање (повторено истегнување) предизвикува значително поголема загуба на сила, отколку статичкото тестирање и дека оваа разлика се јавува првенствено во раниот период.[47]

Klabunde и Grünheid[80] користејќи динамички протокол на тестирање кој го симулира цикличното оптоварување предизвикано од мастикацијата, утврдиле дека ластиците што се изложени на периодично растегнување покажуваат забрзана деградација на силата во споредба со ластиците кои биле тестирани статички. Овие резултати укажуваат дека традиционалните статички лабораториски мерења можат да ја потценат вистинската клиничка загуба на сила. Воведувањето на динамичкото тестирање може да обезбеди подобра предвидена вредност за реалните клинички услови. Liu[81] и сор., исто така, го испитувале влијанието на повторливото растегнување врз структурата и стабилноста на ортодонтските ластици и покажале дека цикличното оптоварување доведува до постепено омекнување и трајна деформација на материјалот. Овие промени го засилуваат процесот на деградација на силата и поврзани се со функционалните орални активности, како мастикација и говор. Оваа студија овозможила важни сознанија за причините поради кои клиничките услови предизвикуваат побрза загуба на сила отколку статичките лабораториски тестови. [82,83]

Биле спроведени неколку лабораториски студии со цел анализа на однесувањето на без латекс ластиците во споредба со латекс ластиците. Повеќето од овие студии покажале значително намалување на силата на овие ластици во првите 24 часа покажувајќи го ограничувањето на без латекс ластиците во одржувањето константна сила за подолг временски период.[2, 84, 85]

Yilmaz[86] и сор. утврдиле дека реалната сила која ја испуштаат комерцијалните интермаксиларни ластици често значително се разликува од вредностите декларирани од производителите. Студијата, исто така, потврдила изразен пад на силата во рамките на

првите 24 часа од активирањето, што укажува дека почетните часови носат најголема биомеханичка нестабилност. Овие сознанија се клинички важни бидејќи неточните производствени ознаки може да доведат до погрешно планирање на ортодонтските сили и недоволно контролирани движења на забите. Исто така, и Mansour[87] ја анализирал силата на различни типови ластици при што забележал дека постојат значајни разлики меѓу декларираната и реално испуштената сила, што ја наметнува потребата од проверка на реалните механички перформанси. Ова истражување ја истакнува важноста на рационализацијата на клиничките материјали базирано врз докажани биомеханички параметри.

Неколку студии сугерираат дека плунката и бактериите можат да се инфилтрираат во молекуларните структури ослабнувајќи ги гумените површини на латексот што резултира со промени во бојата и истегнувањето. Исто така, докажано е дека овие ластици губат поголема сила на температури над 45 °C поради губење на еластичноста на материјалот.[65,88]

Лабораториските студии кои ги анализирале механичките својства на ластиците со и без латекс се добро документирани во литературата. Од овие резултати, ластиците со латекс имаат пониско ниво на ослабнување со текот на времето од тие без латекс. Згора на тоа, овие студии покажаа дека најголемото ослабнување на силата на ластиците се случува во текот на првиот ден од употребата.[31 , 89]

Saccomanno[90] и сор. синтетизирајќи ги достапните ин-витро податоци за биомеханичкото однесување на различните типови интраорални ластици, заклучуваат дека најизразена е раната фаза на деградација на силата, независно од производителот или материјалот. И покрај методолошките разлики меѓу студиите, авторите идентификувале конзистентен модел на значително намалување на силата во првите часови по активирањето. Студијата ја потенцира потребата од стандардизирани протоколи за тестирање и понатамошни подобрувања во материјалите за да се постигне поголема биомеханичка стабилност.

Пријавено е губење на сила до 50% од почетната сила на без латекс ластиците по 24 часа од активирањето. Ластиците генерално покажуваат поголема загуба на сила во влажни средини во споредба со сувите средини. Во истата средина, без латекс ластиците покажуваат поголема загуба на сила за разлика од латекс ластиците. Сепак, не се пронајдени значителни разлики во губењето на силата меѓу латекс и без латекс ластиците за време на статичкото тестирање.[34,65]

Иако било проучувано разградувањето на ортодонтските, еластични материјали, повеќето од експериментите биле спроведени во вештачка плунка или воздух. Само неколку студии ги процениле поагресивните средини, кои симулирале услови на плак и термички предизвици. Спротивно од тоа, проучени се ефектите на оралната средина која симулира храна врз забните полимерни ресторативни материјали. Откриено е дека различните форми на разградување на полимерните ресторативни материјали се засилени кога ресторативните материјали се подложени на етанол/вода, етинол/вештачка плунка, млечна киселина, лимонска киселина, хептан и алкохол/вода како и симулација на храна. Кафе, прехранбени бои, оцет, еритрозин, виски, кока-кола и сок од портокал се користат директно за да се испитува ослабнувањето на ресторативните забни полимери со храна и прехранбени адитиви. Познато е дека водата ги пластифицира вкрстено поврзаните полимери кои се користат интраорално, вклучително и латексната гума.[44,50]

Ferriter и сор.[91] констатирале дека pH на нормалната плунка во мирување се движи во границите од 5,6-7,6, во зависност од исхраната. Дури и кога се внесуваат силни кисели раствори, плунковната pH брзо се враќа на основната pH-вредност на усната шуплина. Иако интермаксиларните ластици може лесно да се отстранат од страна на пациентот, не е можно да се очекува тие да ги вадат и повторно да ги стават за секој внес на храна во времетраење од 24 часа. За време на внесување многу ниска pH-вредност што претставува многу кисели пијалаци, високата концентрација на водородниот јон може да влијае врз стапката на ослабнувањето на силата на ластиците од латекс, дури и ако се врати на основната pH-вредност со текот на времето.[21,53,92]

Во секојдневната ортодонтска практика најупотребувани се интраоралните ластици со дијаметар од 4,8 mm (3/16“) и јачина на сила од 127,6 gr. (4,5 oz). Тие се покажале како најсигурни во однос на декларираната сила и во однос на деградацијата на силата. Kanchana и сор.[55], утврдиле дека овој тип интраорални ластици се похомогени и покажуваат помали варијации во примерокот во споредба со останатите димензии на ластиците.

Латекс и без латекс ластиците имаат различно однесување во клиничката употреба, затоа механичките својства (почетната сила и загубата на сила) на без латекс ластиците треба експериментално да се процени.[58]

Дали ластиците можат да ја обезбедат очекуваната сила кога се под влијание на толку многу фактори и како треба да се користат за ефикасно да се задоволат потребите за третман?

Поради фактот дека има различни димензии на ластици, во литературата се среќаваат трудови кои испитуваат различни димензии и јачини. Зависно од тоа што сака да постигне ортодонтот и зависно од индивидуалната ситуација се одбираат ластиците по димензија и јачина.

Castroflorio и сор.[50] во 2022 година ги компарирале измерените сили на ортодонтски ластици кои се употребуваат за корекција на малоклузија II класа со силите што се декларирани од производителите, во сува и влажна средина. Резултатите покажале дека најмало несовпаѓање помеѓу тестираните и декларираните сили, на просечно измерено растојание помеѓу горен прв премолар и долен прв молар, се забележува кај ластиците со димензии од 4,8 mm и сила од 127,6 gr. Ластиците со поголема сила покажале најмал процент на деградација на силата со текот на времето. Евалуација на деградацијата на силата на латекс ластиците со дијаметар 4,8 mm ин виво и ин витро во сува и влажна средина била испитувана и од Wang и сор.[47] Ослабнувањето на силата на ластиците е различно во зависност од средината. Најмала загуба на сила била забележана во средината со сув воздух. Најзначајна деградација на силата се случила во првиот половина час кај двете испитувани

групи, а намалувањето било поголемо кај интермаксиларната за разлика од интрамаксиларната влеча.

Gioka и сор.[54] испитувајќи ја деградацијата на силата на латекс ластиците за временски период од 24 часа утврдиле загуба на иницијалната сила на ластиците од 25%, при што најголема загуба се случила во првите 3-5 часа од екстензијата на ластиците без разлика на димензијата, производителот или нивната сила. До слични сознанија дошле и Dubovská и сор.[3] кои ги испитувале вредностите на почетната сила на латекс ластиците со дијаметар 4.8 mm и сила од 127,6 gr., од пет различни производители и пет различни пакувања од различни серии. Деградацијата на силата била мерена по 2, 8, 24 и 48 часа од нивната екстензија. Резултатите покажале загуба на силата од приближно 25% во рок од 24 часа. Најголема деградација на силата настанала во текот на првите два часа, додека ослабнувањето на силата за 24 часа се движела од 20% до 33% кај сите производители.

Alavi и сор.[58] ја испитувале деградацијата на силата на без латекс ластиците од три различни производители, во влажна средина со вештачка плунка за време од 24 часа. Резултатите покажале значајни разлики во загубата на силата на ластиците меѓу различните производители. Кај сите примероци загубата на сила била од 4-7,5% по еден час и од 19-38% по 24 часа. Според почетната сила и процентот на ослабнување на силата авторите предлагаат менување на без латекс ластиците неколку пати во текот на денот за да би се одржала постојаноста на силата.

Gangurde[93] и неговите согледувања покажуваат дека интермаксиларните ластици од различни производители демонстрираат значајни разлики во иницијалната сила и во брзината на нејзиното намалување. Резултатите укажуваат на изразена варијабилност кај комерцијалните производи, што се должи на разлики во составот и производствените процеси. Овие податоци го потенцираат значењето на емпириското тестирање при избор на ластици за клиничка употреба, наместо потпирање исклучиво врз ознаките од производителот.

Pithon[94] и сор. ги испитувале основните механички карактеристики на интермаксиларните ластици при што констатирале значајни разлики во ригидноста и во динамиката на деградација на силата меѓу различните производи. Авторите истакнуваат

дека ластиците со идентична категоризација на сила не секогаш се однесуваат идентично, што укажува дека производствените спецификации не се доволни за прецизно предвидување на клиничкото однесување. Овие резултати ја нагласуваат важноста од независно тестирање при избор на ластици за различни ортодонтски техники.

Разликата помеѓу латекс и без латекс ластиците од ист производител, со дијаметар 3.18 mm, 4.8 mm, 6.35 mm и 7.94 mm поставени во дестилирана вода со константна температура од 37◦C и временски период од 72 часа, ја испитувале и Vieira и сор.[64] Резултатите покажале поголема иницијална сила на без латекс ластиците, но и поголема деградација во споредба со латекс ластиците, кои покажале постабилни резултати во текот на временскиот интервал. До исти сознанија дошле и Moncayo и сор.[65], кои испитувајќи ја силата на латекс и без латекс ластиците од ист производител, поставени во вештачка плунка за време од 24 часа, утврдиле помало ослабнување на силата на латекс ластиците во споредба со без латекс ластиците (8.7% намалување кај латекс ластиците и 9,3% намалување кај без латекс ластиците, за 24 часа). Најголема деградација на силата и кај двете испитувани групи се случила во првите 6 часа од истегнувањето на ластиците.

Ardani и сор.[59] ја испитувале деградацијата на силата на латекс и без латекс ластиците (American Orthodontics (AO) и Ortho Technology (OT)) со дијаметар 3.18 mm и 4.8 mm поставени во вештачка плунка (pH 6.7) за временски период од 48 часа. Резултатите покажале сигнификантни разлики во деградацијата на силата помеѓу латекс и без латекс ластиците за време од 24 часа, и незначајна разлика за време од 24-48 часа. За разлика од претходните наоди, Ardani и сор. утврдиле поголемо ослабнување на силата кај латекс ластиците во споредба со без латекс ластиците. Анализата на хемиската структура на без латекс ластиците од двата продизводители и латекс ластиците од OT покажале поголемо присуство на јаглерод (C), додека кај латекс ластиците од AO се забележало поголемо присуство на алуминиум (Al).

López и сор..[60] ги испитувале латекс и без латекс ластиците од два производители (GAC и Lancer Orthodontics), во континуирано истегнување три пати повеќе од нивниот дијаметар 6,4 mm и мерење во интервали од 5 секунди, 8 и 24 часа, во сува средина и влажна

средина. Резултатите покажале дека ластиците од двата производители имале инцијално појаки сили од декларираната; во влажна средина ослабнувањето на силата била поизразена; а во поглед на составот на материјалот, без латекс ластиците од Lancer Orthodontics покажале поголемо ослабнување на силата во сува средина. GAC како производител покажал послаби резултати.

Kersey и сор.[66] испитувале латекс и без латекс ластици од ист производител (American Orthodontics 6.4 mm, 128 gr.), во циклично истегнување (19.05 mm-43.75 mm), статичка позиција на истегнување (19.05 mm) и мерење на сила за време од 24 часа во интервали од 30 мин., 1, 1.5, 2, 4, 8, 16 и 24 часа. Двете групи покажале слични иницијални сили, но послаби од декларираната. Цикличното истегнување покажало поголемо ослабнување на силата во првите 30 мин., а за временските интервали на мерење на силата за 4, 8, 24 часа со циклично истегнување, ослабнувањето на силата била 77%, 76%, 75% за латекс и 65%, 63%, 53% за без латекс ластиците. За статички испитуваните ластици ослабнувањето на силата била 87%, 85%, 83% за латекс ластиците и 83%, 78%, 69% за без латекс ластиците.

Notaroberto и сор.[2] испитувале латекс и без латекс ластици со дијаметар 4.8 mm од производителот American Orthodontics за време од 24 часа, со мерење во интервал од 0, 1, 3, 12, 24 часа, во када со дистилирана вода на 37 °C, поставени на растојание од 25 mm поради тоа што тоа растојание било средна вредност при зборување и јадење. Според нивните резултати, иницијалната сила кај без латекс ластиците била малку повисока од латекс ластиците, но ослабнувањето на силата во тек на 24 часа била поголема кај без латекс ластиците, а латекс ластиците покажале постабилни резултати во тек на експериментот. Авторите предлагаат без латекс ластиците да се менуваат почесто.

Leao Filho и сор.[61] во нивната ин-витро студија испитувале интермаксиларни ластици со дијаметар 6.4 mm од TP Orthodontics, истегнати во растојание од 26 mm, кои ги потопувале во 6 различни пијалаци (кока кола, пиво, сок од портокал, црвено вино, кафе и артифицијелна плунка). Периодот на потопување се одвивал во 5 циклуси (Т). Потопувањето во Т1 и Т2 траел 15 мин. со 3 мин. потопување во артифицијелна плунка и

мерење на сила меѓу секој циклус. Т3, Т4 и Т5 траеле по 30 мин. и по секој циклус, исто така, 3 мин. потопување во артифицијелна плунка. Според нивните резултати, најголемото ослабнување настанува во почетниот стадиум кај сите групи, и константно ослабнување во тек на целиот експеримент. Авторите утврдиле дека различниот хемиски состав на пијалаците нема сигнификантно влијание врз деградацијата на силата на интермаксиларните ластици.

Ajami и сор.[53] ја испитувале корелацијата меѓу флуктуацијата на pH на плунката и деградацијата на силата на латекс ластиците од производителот 3-M Unitek во различни временски периоди. Резултатите не покажале значајни разлики меѓу флуктуацијата на pH и деградацијата на силата на ластиците во различните временски периоди, со исклучок на интервалот од 36 часа.

До исти сознанија дошле и Sauget и сор.[21] и Dos Santos и сор.[92] кои во своите студии го испитувале влијанието на различни pH вредности на вештачката плунка врз деградацијата на силата кај латекс и без латекс ластиците од производителот American Orthodontics во различни временски периоди. Резултатите не покажале сигнификантна корелација меѓу pH вредноста и силата на ластиците. Авторите заклучиле дека временскиот интервал е најважниот фактор за ослабнувањето на силата кај интермаксиларните ластици.

Меѓународниот стандард ISO 21606 (2022) ги дефинира материјалните и механичките стандарди за ортодонтските еластични (гумени) производи вклучувајќи протоколи за тестирање, класификација на силата и етикетирање. Овој стандард поставува единствени критериуми според кои производителите треба да ги тестираат ластиците за да се обезбедат конзистентни и сигурни клинички перформанси. Повикувањето на ISO спецификациите овозможува научна и методолошка валидност на лабораториските тестови и ја подобрува споредливоста меѓу различните истражувања.[95]

3. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ

ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Цел на оваа ин витро студија е да се испита поврзаноста помеѓу степенот на ослабнување на силата на ортодонтските интраорални ластици од различни производители и материјалот од кои се изработени, во различни временски интервали.

Како ***специфични цели*** беа поставени следниве цели:

1. да се испита степенот на ослабнување на силата на латекс интраоралните ластици во различни временски периоди,
2. да се испита степенот на ослабнување на силата на без латекс интраоралните ластици во различни временски периоди,
3. да се утврдат разликите во јачината на силата на различните видови интраорални ластици меѓу различните производители, во различните временски периоди,
4. да се утврдат морфолошките промени во структурата на латекс и без латекс интраоралните ластици во различните временски интервали,
5. да се утврдат промените во хемискиот состав на различните видови ластици во различните временски периоди и
6. да се утврдат разликите во структурните морфолошки промени и хемискиот состав на ластиците помеѓу различните производители, во различните временски периоди.

Во оваа докторска дисертација беа поставени следниве работни хипотези:

1. Постојат разлики во ослабнувањето на силата меѓу латекс и без латекс ластиците во различните временски периоди.
2. Постојат разлики во силата на различните видови интраорални ластици меѓу различните производители.
3. Има промени во структурата и хемискиот состав на различните видови интраорални ластици меѓу различните производители.

Нулта хипотеза е дека не постои поврзаност меѓу степенот на ослабнување на силата на ортодонтските интраорални ластици од различни производители и материјалот од кои се изработени, во различни временски интервали, како и дека не постојат структурни морфолошки промени и промени во хемискиот состав на ластиците меѓу различните производители во различни временски периоди.

4. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА

За реализација на поставените цели, во истражувањето беа вклучени два типа интермаксиларни ластици, латекс и без латекс ластици, од три производители: American Orthodontics - САД, Dentaurum – Германија и Forestadent – Германија. Сите испитувани ластици беа со дијаметар од 4.8 mm и средна сила од 127,6 gr. Од секој производител беа испитувани по 10 примероци од двата типа (24 групи и вкупно 240 ластици), додека контролната група ја сочинуваа по 5 примероци латекс и без латекс ластици од истите производители.



Графикон бр. 1. Шема на поделба на двете испитувани групи

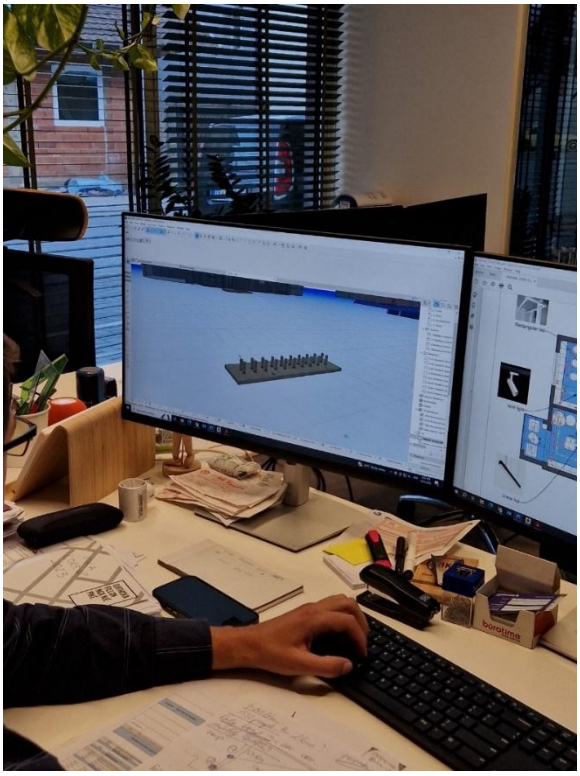


Фотографија бр. 1. Интермаксиларни ластици вклучени во испитувањето

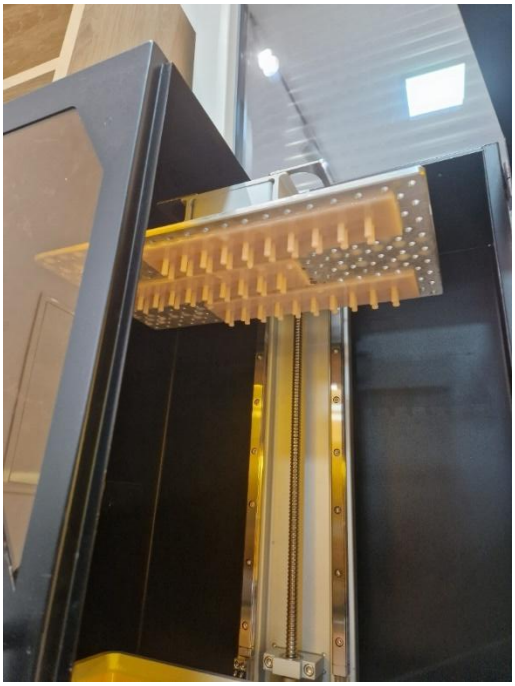
Методологија на работа

Испитувањата и карактеризацијата на испитуваните материјали беа направени во лабораторијата на Стоматолошкиот факултет, УКИМ, Скопје и во лабораторијата за полимерни и наноматеријали на Технолошко-металуршкиот факултет при УКИМ во Скопје.

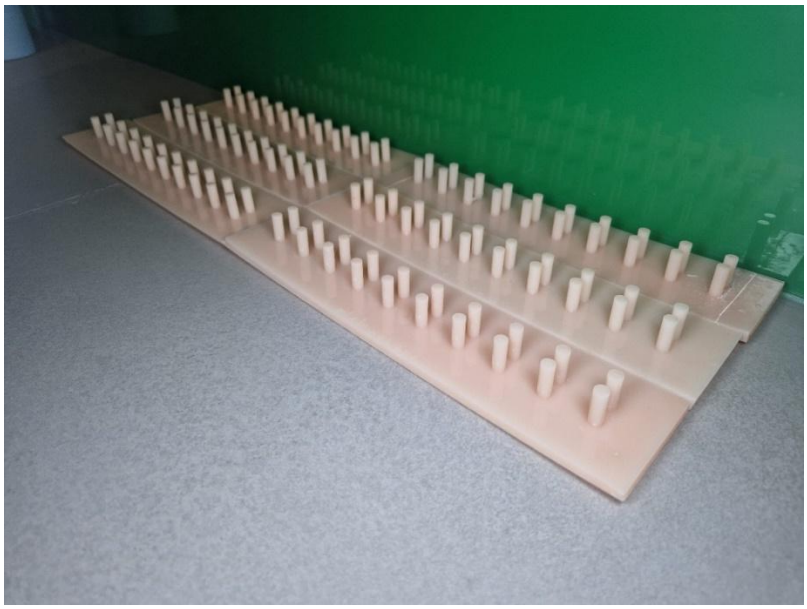
Испитуваните ластици беа поставени на 3Д принтирани држачи направени по нарачка (дизајнирана со Autocad програма во архитектонско студио PIKA и печатени со принтер Phrozen mega 8K со Anycubic 3D printing UV sensitive resin во заботехничка лабораторија DentX во Тетово) со столбови на растојание од 15 mm (истегнати три пати повеќе од нивниот дијаметар), во статична положба.



Фотографија бр. 2. Дизајнирање држач во Autocad



Фотографија бр. 3. Принтање држач за испитување со принтер Phrozen mega 8K со Anycubic 3D printing UV sensitive resin

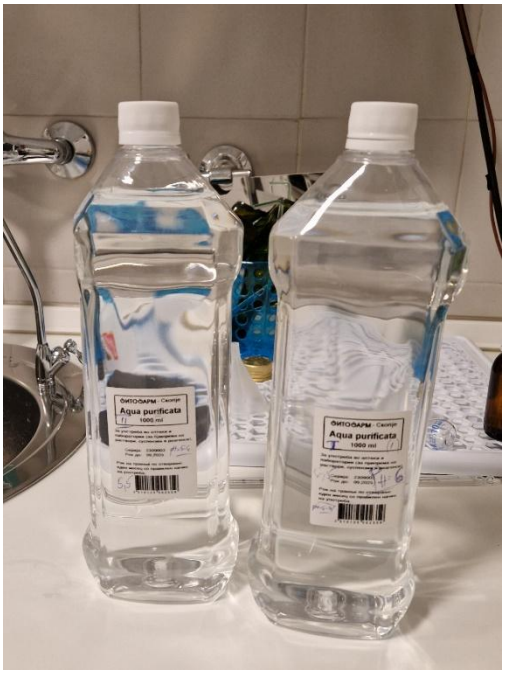


Фотографија бр. 4. Принтани држачи

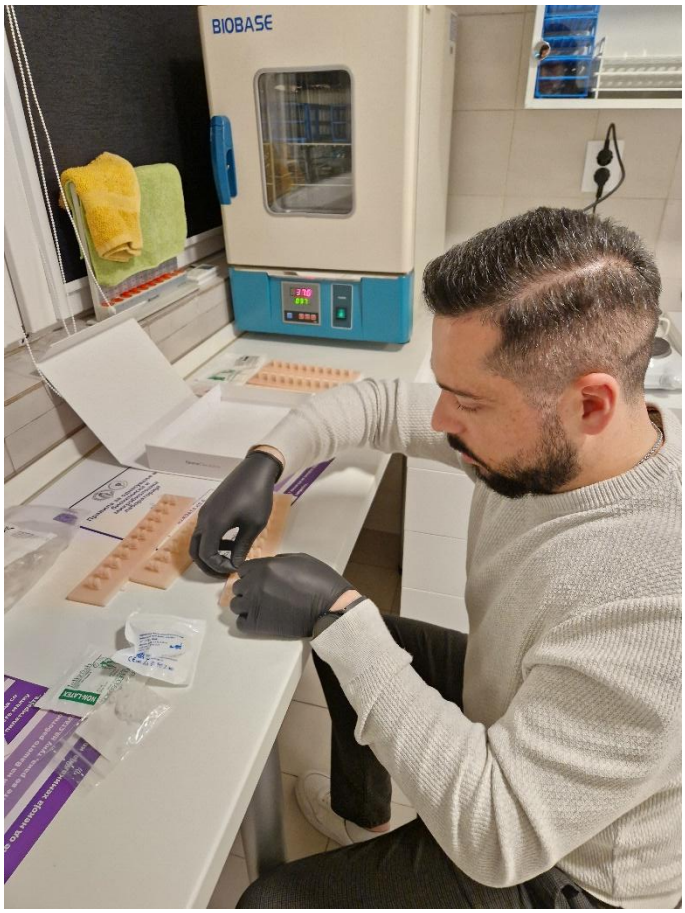
Поставените ластици во статична положба во држачите беа ставани во водена бања (Memmert waterbath WNB 7-45) со вештачка плунка pH 6,5 и константна температура од 37°C, во лабораторијата на Стоматолошкиот факултет, УКИМ, Скопје.



Фотографија бр. 5. Водена бања Memmert waterbath WNB 7-45 на 37°C во лабораторијата на Стоматолошкиот факултет, УКИМ, Скопје



Фотографија бр. 6. Вештачка плунка со pH 6.5



Фотографија бр. 7. Ставање ластици на држач



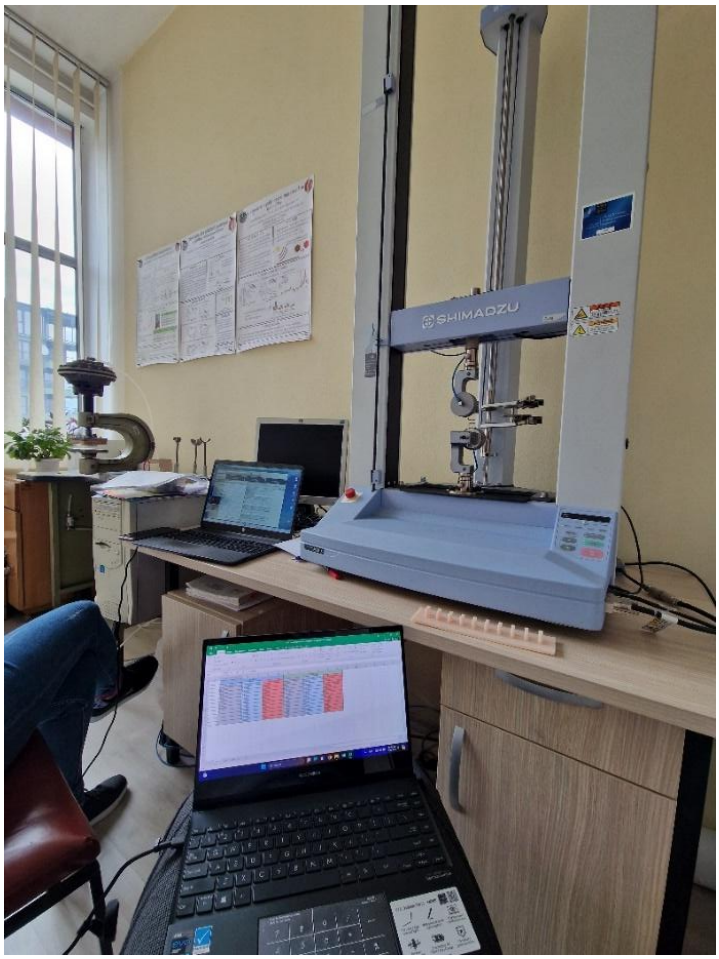
Фотографија бр. 8. Ластици ставени на држач во водена бања



Фотографија бр. 9. Водена бања со подготвени материјали за изведување на експериментот

Мерењето на силата кај испитуваната група се одредуваше во четири временски интервали, на почетокот, по 12, 24 и 48 часа од истегнувањето, додека кај контролната група се испитуваше само иницијалната сила на ластиците на собна температура. Откако

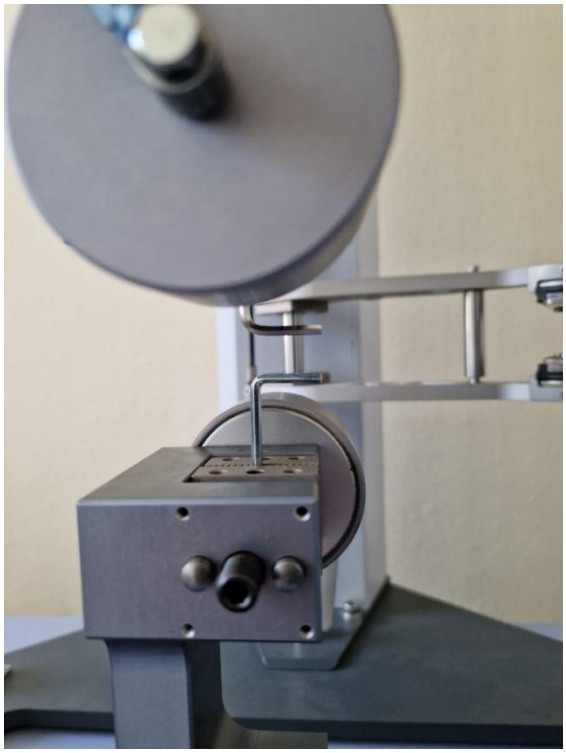
ластиците беа вадени од водената бања, јачината на нивната сила беше мерена со помош на Shimadzu Autograph AGS-X универзален тестер-машина со куки поставени на растојание од 15 mm, во лабораторијата на Технолошко-металуршкиот факултет, УКИМ, Скопје.



Фотографија бр. 10. Инструмент Shimadzu Autograph AGS-X со интегрирана програма за мерење Trapezium X



Фотографија бр. 11. Мерење со дигитален шублер на дисталните краеви на носачите за ластиците во принтираниот држач



Фотографија бр. 12. Работен дел на инструментот и ставени имбус клучеви подготвени за мерење ластици



Фотографија бр. 13. Мерење со дигитален шублер на дисталните краеви на имбус клучевите при максимална екстензија

Промените на морфологијата на површината (појавата на нерамнини, нагризувања или евентуални пукнатини) на испитуваните ластици од пластичен материјал се анализираа со скенирачка електронска микроскопија (СЕМ). Испитувањата направени се со СЕМ-микроскопот од фирмата JEOL IT200 опремен со напарувач со злато, детектор за анализа под низок притисок и ЕДАКС-детектор за анализа на хемискиот состав на анализираната површина. Пробите се залепени со внатрешната страна на носачот и потоа напарени со златен премаз.

Промените во хемискиот состав или хемијата на евентуалните наслаги или набабрувањата на ализираните површини анализирани се со Фуриевата – инфрацрвена спектроскопија (ФТИР). ФТИР спектрите снимани се со Perkin Elmer–Spectrum 100 machine, со 64 скенирања, во површински - ATR мод, во опсег од 400 cm^{-1} до 3500 cm^{-1}. Појавата на оксидациски елементи или некои други функционални врски и групи на површината на испитуваните ластици анализирани се и со примена на Раман спектроскопијата. За таа цел употребен е Раман спектрометар SPELEC на Дропсен. Спектрите снимани се во опсег од 500 до 2000 cm^{-1} на собна температура.

Промените во еластичноста кои резултираат од промена на степенот на подвижност на макромолекуларната верига на полимерот од кој се изработени ластиците се следени со следење на промените на степенот на среденост т.е. кристалиничност на полимерниот материјал на ластикот. Овие промени анализирани се со Диференцијална скенирачка спектроскопија (ДСЦ). За оваа цел снимани се ДСЦ термограми на инструментот THAMYS ONE+, на компанијата CETAPM, во температурен интервал од 20 до 250^{o} C, со брзина на загревање од 5 к/мин. во средина на азот.

Сите промени следени се во однос на појдовни, нетретирани ластици со цел да бидат детектирани сите промени на површината и во структурата на макромолекуларната верига на полимерот од кој се направени ластиците.

Анализирани се шест типови комерцијални ластици, од латекс и без латексен полимер.

Статистичката обработка на податоците беше изведена во статистичките програми Statistica 7.1 for Windows.

Применети беа следниве статистички методи:

1. Кај сериите со нумерички белези (сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс и латекс ластици / производители) изработена е Descriptive Statistics (Mean; Std.Deviation; ±95,00%CI; Median; Minimum; Maximum);

1.1 Кај сериите со нумерички белези (сила на ортодонтски интермаксиларни ластици / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители) анализирана е Mean±Std,Err. ±95,00%CI,;

1.2 Разликите во релација: Forestadent без латекс (1), American Orthodontics без латекс (2), Dentaurum без латекс (3), Forestadent латекс (4), American Orthodontics латекс (5), Dentaurum латекс (6), анализирани се со примена на Repeated measures ANOVA (F / p) / Post Hoc / Bonferroni test.

Сигнификантноста беше одредувана за $p<0,05$, а податоците табеларно и графички се прикажани.

5. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ

Резултатите од испитувањата извршени во рамките на оваа докторска дисертација прикажани се табеларно (таб. бр. 1-23), графички (граф.бр. 2-15) и сликовито (фото.. бр.14-56).

1. Ортодонтски интермаксиларни ластици

1.1 Без латекс ластици

На табела бр. 1 и графикон бр. 2 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на без латекс ластици варира во интервалот 154,67±5,21 грама, ±95,00%CI:152,73-156,62, медијаната изнесува 153,75 грама, минималната сила изнесува 144,40 грама, а максималната сила изнесува 170,00 грама.

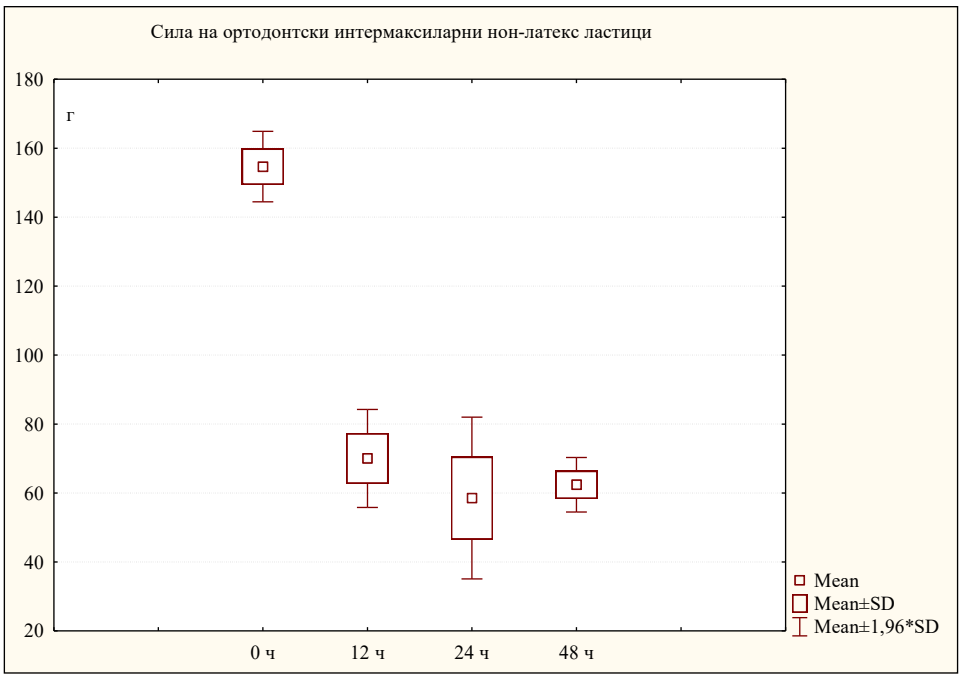
По 12 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 70,03±7,26 грама, ±95,00%CI:67,32-72,74, медијаната изнесува 69,15 грама, минималната сила изнесува 55,20 грама, а максималната сила изнесува 96,50 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 58,54±11,97 грама, ±95,00%CI:54,07-63,01, медијаната изнесува 53,50 грама, минималната сила изнесува 42,70 грама, а максималната сила изнесува 79,70 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 62,40±4,04 грама, ±95,00%CI:60,90-63,91, медијаната изнесува 62,50 грама, минималната сила изнесува 54,20 грама, а максималната сила изнесува 70,10 грама.

Табела бр. 1. Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	30	154,67	152,73	156,62	153,75	144,40	170,00	5,21
12 часа	30	70,03	67,32	72,74	69,15	55,20	96,50	7,26
24 часа	30	58,54	54,07	63,01	53,50	42,70	79,70	11,97
48 часа	30	62,40	60,90	63,91	62,50	54,20	70,10	4,04



Графикон бр. 2.

1.2 Латекс ластици

На табела бр. 2 и графикон бр. 3 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на латекс ластиците варира во интервалот 170,38±13,29 грама, ±95,00%CI:165,41-175,34, медијаната изнесува 167,85 грама, минималната сила изнесува 150,30 грама, а максималната сила изнесува 198,90 грама.

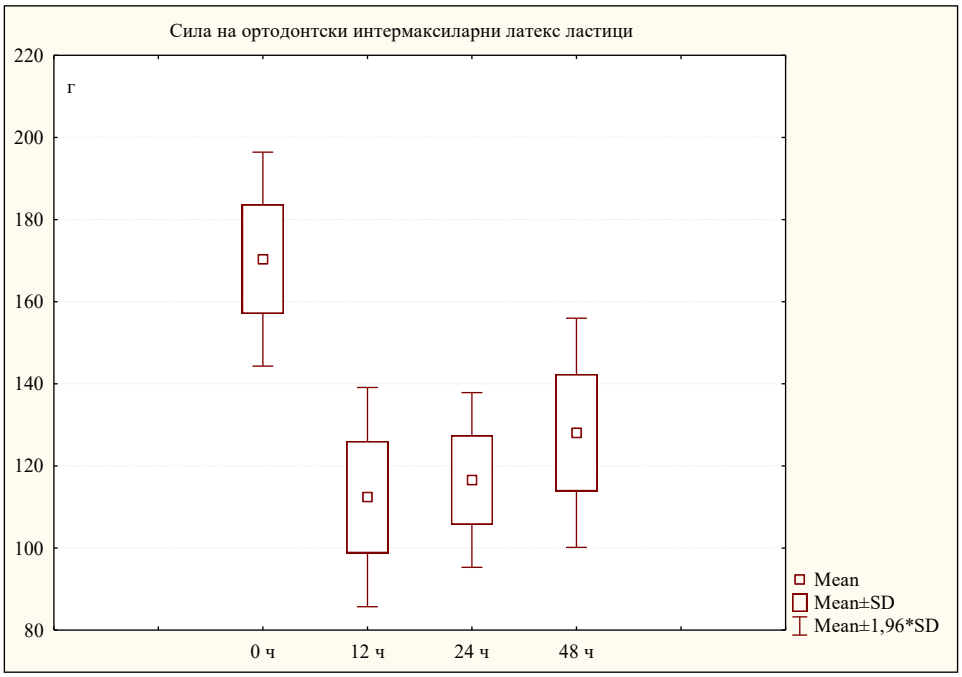
По 12 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 112,41±13,62 грама, ±95,00%CI:107,32-117,49, медијаната изнесува 110,20 грама, минималната сила изнесува 87,90 грама, а максималната сила изнесува 143,20 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 116,58±10,85 грама, ±95,00%CI:112,53-120,64, медијаната изнесува 117,70 грама, минималната сила изнесува 82,40 грама, а максималната сила изнесува 135,90 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 128,08±14,24 грама, ±95,00%CI:122,76-133,40, медијаната изнесува 128,90 грама, минималната сила изнесува 102,90 грама, а максималната сила изнесува 154,20 грама.

Табела бр. 2. Сила на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	30	170,38	165,41	175,34	167,85	150,30	198,90	13,29
12 часа	30	112,41	107,32	117,49	110,20	87,90	143,20	13,62
24 часа	30	116,58	112,53	120,64	117,70	82,40	135,90	10,85
48 часа	30	128,08	122,76	133,40	128,90	102,90	154,20	14,24



Графикон бр. 3.

1.3 Сила на ортодонтски интермаксиларни ластици /

Без латекс ластици & латекс ластици

1.3.1 Група

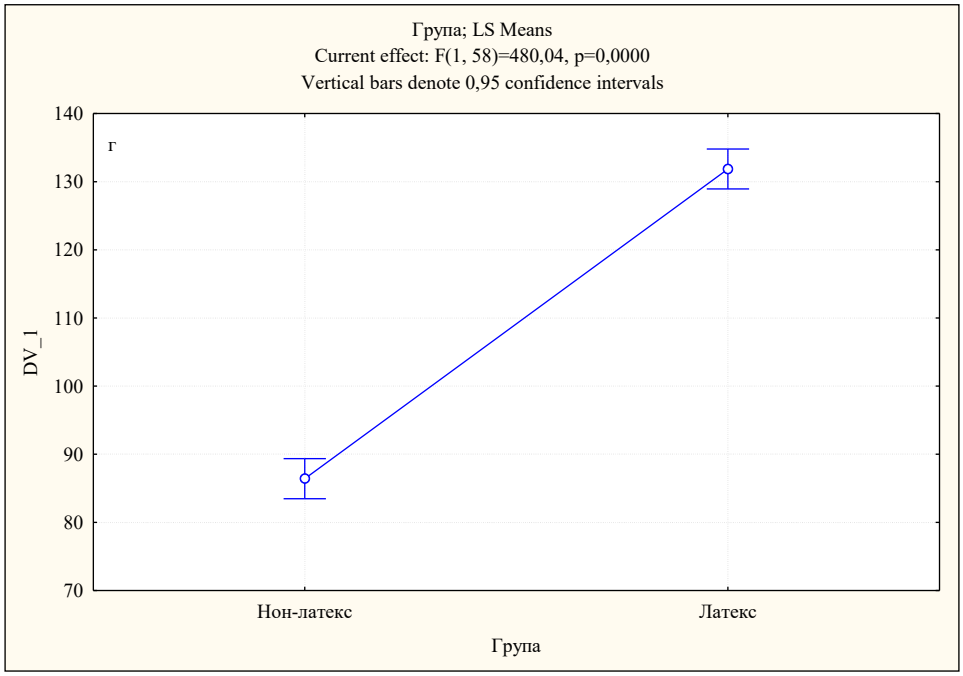
На табела бр. 3 и графикон бр. 4 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

За F = 480,04 и p<0,001(p=0,000) постои значајна разлика во силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во без латекс групата (1) силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици варира во интервалот 86,41±1,47 грама, ±95,00%CI:83,48-89,35, во латекс групата (1) силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици варира во интервалот 131,86±1,47 грама, ±95,00%CI:128,93-134,80.

Табела бр. 3. Група / Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс и латекс ластици / LS Means

Група; LS Means: F(1, 58)=480,04, p=**0,0000**						
Cell No.	Група	DV_1 Mean	DV_1 Std.Err.	DV_1 -95,00%	DV_1 +95,00%	N
1	Без латекс	86,41	1,47	83,48	89,35	30
2	Латекс	131,86	1,47	128,93	134,80	30



Графикон бр. 4.

Резултатите прикажани на табела бр. 4 се однесуваат на Post-hoc / Bonferroni test анализата на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици (2) за $p<0,01$($p=0,00$) значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици (1).

Табела бр. 4. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	Група	{1} 86,41	{2} 131,86
1	Без латекс		**0,00**
2	Латекс	**0,00**	

1.3.2 Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

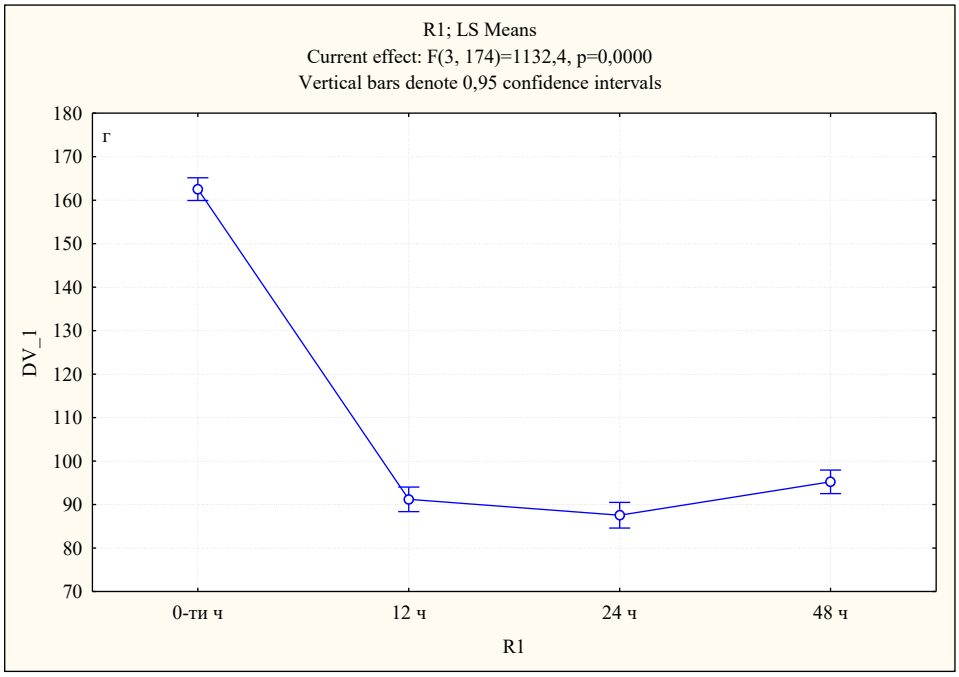
На табела бр. 5 и графикон бр. 5 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

За F = 1132,4 и p<0,001(p=0,000) постои значајна разлика во силата на ортодонтските интермаксиларни ластици помеѓу 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа, од поставувањето.

Во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 162,53±1,30 грама, ±95,00%CI:159,92-165,13, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 91,22±1,41 грама, ±95,00%CI:88,40-94,04, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 87,56±1,47 грама, ±95,00%CI:84,61-90,52, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 95,24±1,35 грама, ±95,00%CI:92,54-97,95.

Табела бр. 5. Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

R1; LS Means: F(3, 174)=1132,4, p=**0,0000**						
Cell No.	R1	DV_1 Mean	DV_1 Std.Err.	DV_1 -95,00%	DV_1 +95,00%	N
1	0-ти час	162,53	1,30	159,92	165,13	60
2	12 часа	91,22	1,41	88,40	94,04	60
3	24 часа	87,56	1,47	84,61	90,52	60
4	48 часа	95,24	1,35	92,54	97,95	60



Графикон бр. 5.

Резултатите прикажани во табела бр. 6 се однесуваат на Post-hoc / Bonferroni test анализата на силата на ортодонтски интермаксиларни ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Силата на ортодонтските интермаксиларни ластици, 12 часа (91,22 грама), 24 часа (87,56 грама), 48 часа (95,24 грама) од поставувањето за p<0,001(p=0,000) значајно е помала од силата на ортодонтските интермаксиларни ластици во 0-то време (162,53 грама).

Табела бр. 6. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	R1	{1} 162,53	{2} 91,22	{3} 87,56	{4} 95,24
1	0-ти час		**0,000**	**0,000**	**0,000**
2	12 часа	**0,00**		0,096	**0,048**
3	24 часа	**0,00**	0,096		**0,000**
4	48 часа	**0,00**	**0,048**	**0,000**	

1.3.3 Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

На табела бр. 7 и графикон бр. 6 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

За F = 108,07 и p<0,001(p=0,000) постои значајна разлика во силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

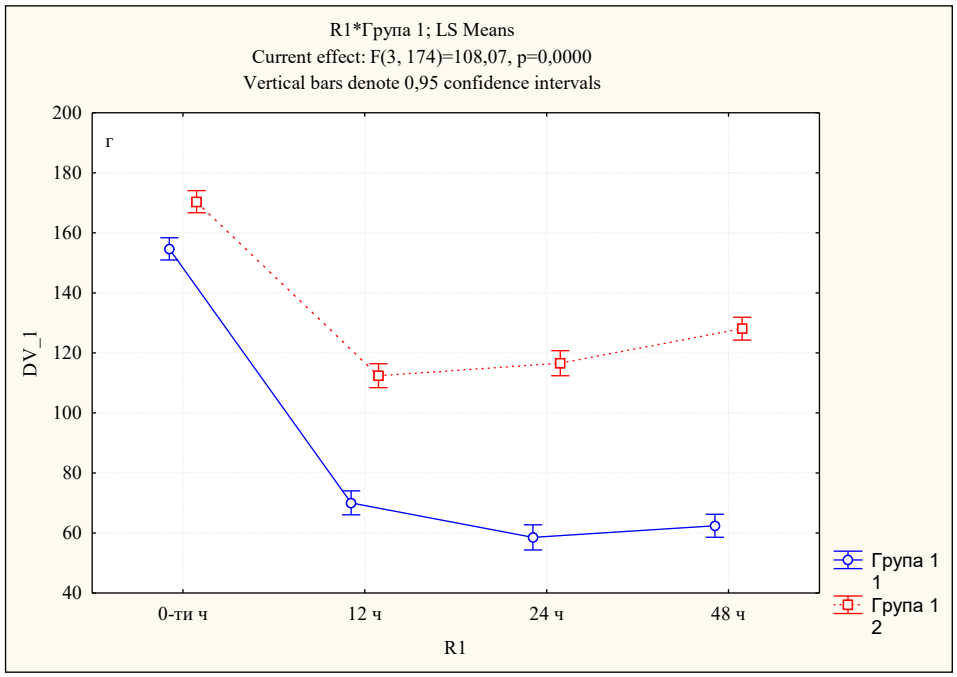
Во групата без латекс ластици, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 154,67±1,84 грама, ±95,00%CI:150,98-158,36, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 70,03±1,99 грама, ±95,00%CI:66,04-74,01, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 58,54±2,09 грама, ±95,00%CI:54,37-62,72, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 62,40±1,91 грама, ±95,00%CI:58,59-66,23.

Во групата латекс ластици, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 170,38±1,84 грама, ±95,00%CI:166,69-174,07, по 12 часа од

поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 112,41±1,99 грама, ±95,00%CI:108,42-116,39, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 116,58±2,09 грама, ±95,00%CI:112,41-120,76, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 128,08±1,91 грама, ±95,00%CI:124,25-131,91.

Табела бр. 7. R1*Група / Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

R1*Група; LS Means: F(3, 174)=108,07, p=**0,0000**							
Cell No.	Група	R1	DV_1 Mean	DV_1 Std.Err.	DV_1 -95,00%	DV_1 +95,00%	N
1	Без латекс	0-ти час	154,67	1,84	150,98	158,36	30
2	Без латекс	12 часа	70,03	1,99	66,04	74,01	30
3	Без латекс	24 часа	58,54	2,09	54,37	62,72	30
4	Без латекс	48 часа	62,40	1,91	58,59	66,23	30
5	Латекс	0-ти час	170,38	1,84	166,69	174,07	30
6	Латекс	12 часа	112,41	1,99	108,42	116,39	30
7	Латекс	24 часа	116,58	2,09	112,41	120,76	30
8	Латекс	48 часа	128,08	1,91	124,25	131,91	30



Графикон бр. 6.

Резултатите прикажани во табела бр. 8 се однесуваат на Post-hoc / Bonferroni test анализата на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици во 0-то време (170,38 грама) за $p<0,05(p=0,01)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици во 0-то време (154,67 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици 12 часа од поставувањето (112,41 грама) за $p<0,001(p=0,000)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици 12 часа од поставувањето (70,03 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици 24 часа од поставувањето (116,58 грама) за $p<0,001(p=0,000)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици 24 часа од поставувањето (58,54 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни латекс ластици 48 часа од поставувањето (128,08 грама) за $p<0,001(p=0,000)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици 48 часа од поставувањето (62,40 грама).

Табела бр. 8. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	Група	R1	{1} 154,67	{2} 70,03	{3} 58,54	{4} 62,40	{5} 170,38	{6} 112,41	{7} 116,58	{8} 128,08
1	Без латекс	0-ти час		**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,01**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
2	Без латекс	12 часа	**0,000**		**0,000**	**0,01**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
3	Без латекс	24 часа	**0,000**	**0,000**		1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
4	Без латекс	48 часа	**0,000**	**0,01**	1,00		**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
5	Латекс	0-ти час	**0,01**	**0,000**	**0,000**	**0,000**		**0,000**	**0,000**	**0,000**
6	Латекс	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**		1,00	**0,000**
7	Латекс	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00		**0,000**
8	Латекс	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	

2. Ортодонтските интермаксиларни ластици / производители

2.1 Forestadent Non Latex

На табела бр. 9 и графикон бр. 7 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици / Forestadent Non Latex / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на без латекс ластици варира во интервалот 157,10±7,58 грама, ±95,00%CI:151,68-162,52, медијаната изнесува 156,60 грама, минималната сила изнесува 144,40 грама, а максималната сила изнесува 170,00 грама.

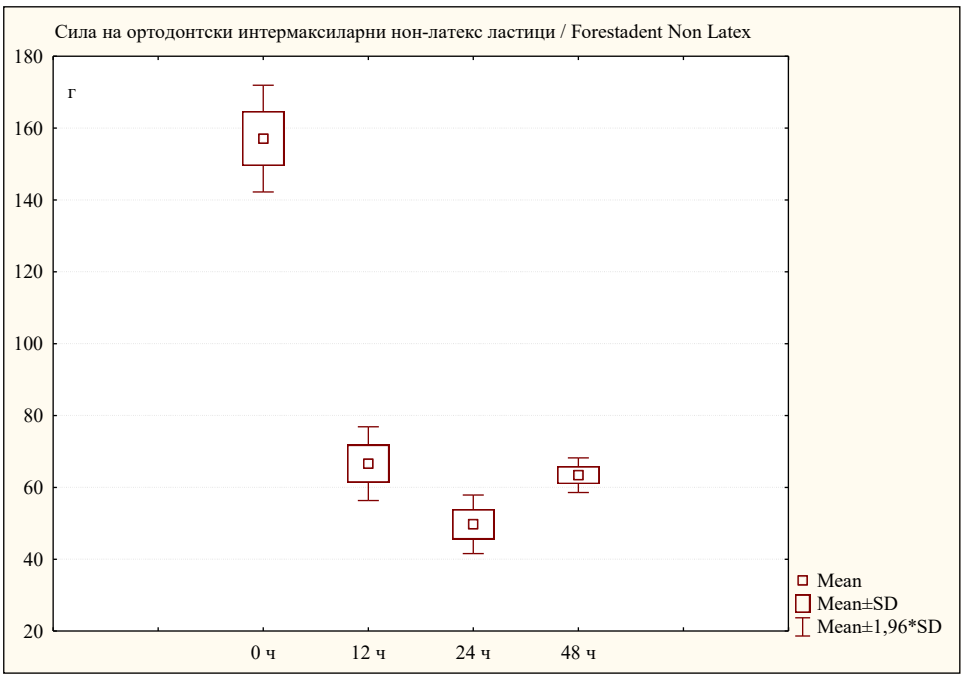
По 12 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 66,61±5,24 грама, ±95,00%CI:62,86-70,36, медијаната изнесува 67,05 грама, минималната сила изнесува 55,20 грама, а максималната сила изнесува 73,40 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 49,73±4,16 грама, ±95,00%CI:46,75-52,71, медијаната изнесува 49,65 грама, минималната сила изнесува 42,70 грама, а максималната сила изнесува 55,60 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 63,40±2,46 грама, ±95,00%CI:61,64-65,16, медијаната изнесува 63,55 грама, минималната сила изнесува 59,20 грама, а максималната сила изнесува 67,20 грама.

Табела бр. 9. Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици / Forestadent Non Latex

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	10	157,10	151,68	162,52	156,60	144,40	170,00	7,58
12 часа	10	66,61	62,86	70,36	67,05	55,20	73,40	5,24
24 часа	10	49,73	46,75	52,71	49,65	42,70	55,60	4,16
48 часа	10	63,40	61,64	65,16	63,55	59,20	67,20	2,46



Графикон бр. 7.

2.2 American Orthodontics Non Latex

На табела бр. 10 и графикон бр. 8 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици / American Orthodontics Non Latex / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на без латекс ластици варира во интервалот 152,10±2,80 грама, ±95,00%CI:150,09-154,11, медијаната изнесува 151,50 грама, минималната сила изнесува 148,00 грама, а максималната сила изнесува 156,70 грама.

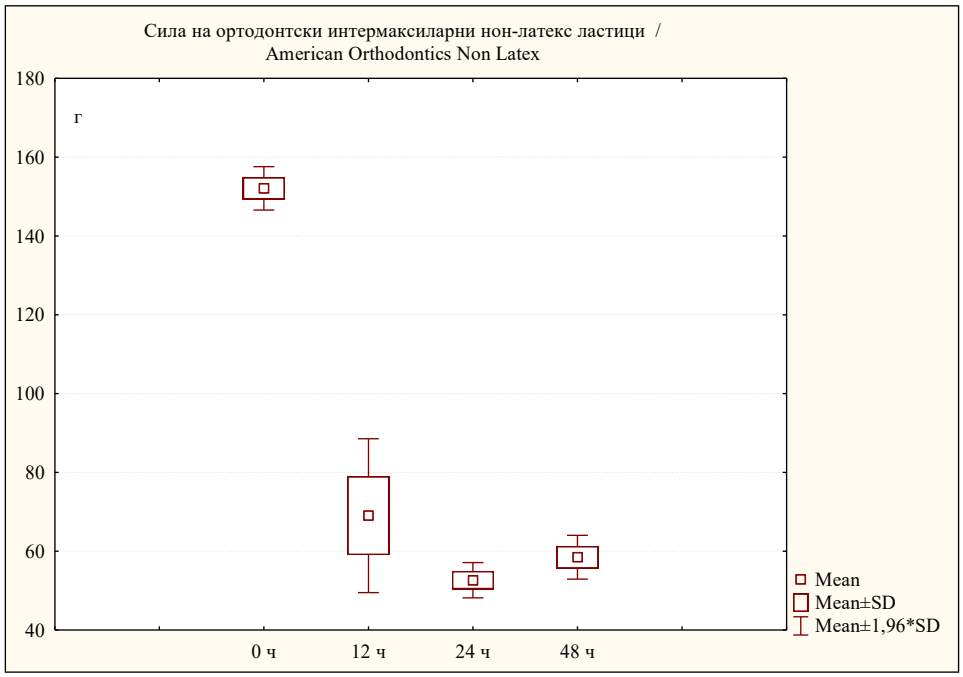
По 12 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 69,03±9,96 грама, ±95,00%CI:61,91-76,15, медијаната изнесува 66,90 грама, минималната сила изнесува 62,40 грама, а максималната сила изнесува 96,50 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 52,67±2,28 грама, ±95,00%CI:51,04-54,30, медијаната изнесува 53,25 грама, минималната сила изнесува 49,40 грама, а максималната сила изнесува 55,90 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 58,48±2,84 грама, ±95,00%CI:56,45-60,51, медијаната изнесува 58,90 грама, минималната сила изнесува 54,20 грама, а максималната сила изнесува 62,70 грама.

Табела бр. 10. Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици / American Orthodontics Non Latex

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	10	152,10	150,09	154,11	151,50	148,00	156,70	2,80
12 часа	10	69,03	61,91	76,15	66,90	62,40	96,50	9,96
24 часа	10	52,67	51,04	54,30	53,25	49,40	55,90	2,28
48 часа	10	58,48	56,45	60,51	58,90	54,20	62,70	2,84



Графикон бр. 8.

2.3 Dentaurum Non Latex

На табела бр. 11 и графикон бр. 9 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици / Dentaurum Non Latex / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на без латекс ластици варира во интервалот 154,82±2,88 грама, ±95,00%CI:152,76-156,88, медијаната изнесува 154,05 грама, минималната сила изнесува 150,70 грама, а максималната сила изнесува 160,30 грама.

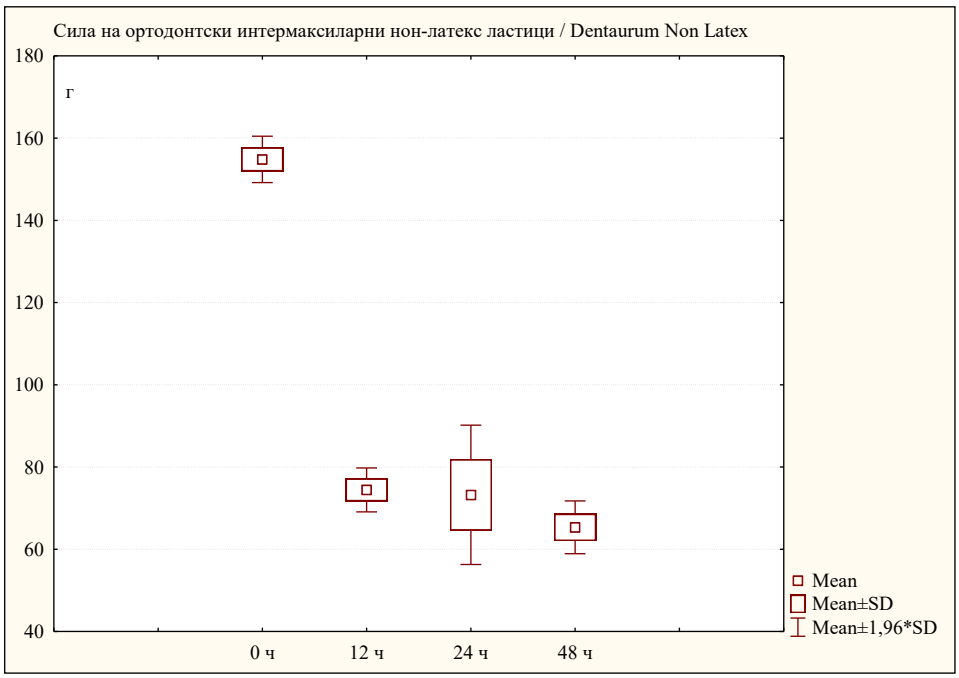
По 12 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 74,44±2,73 грама, ±95,00%CI:72,49-76,39, медијаната изнесува 74,80 грама, минималната сила изнесува 69,00 грама, а максималната сила изнесува 77,80 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 73,23±8,64 грама, ±95,00%CI:67,05-79,41, медијаната изнесува 75,90 грама, минималната сила изнесува 50,10 грама, а максималната сила изнесува 79,70 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на без латекс ластици варира во интервалот 65,33±3,27 грама, ±95,00%CI:62,99-67,67, медијаната изнесува 65,15 грама, минималната сила изнесува 61,40 грама, а максималната сила изнесува 70,10 грама.

Табела бр. 11. Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици / Dentaurum Non Latex

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	10	154,82	152,76	156,88	154,05	150,70	160,30	2,88
12 часа	10	74,44	72,49	76,39	74,80	69,00	77,80	2,73
24 часа	10	73,23	67,05	79,41	75,90	50,10	79,70	8,64
48 часа	10	65,33	62,99	67,67	65,15	61,40	70,10	3,27



Графикон бр. 9.

2.4 Forestadent Latex

На табела бр. 12 и графикон бр. 10 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици / Forestadent Latex / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на латекс ластици варира во интервалот 159,03±4,37 грама, ±95,00%CI:155,90-162,16, медијаната изнесува 158,65 грама, минималната сила изнесува 152,10 грама, а максималната сила изнесува 167,10 грама.

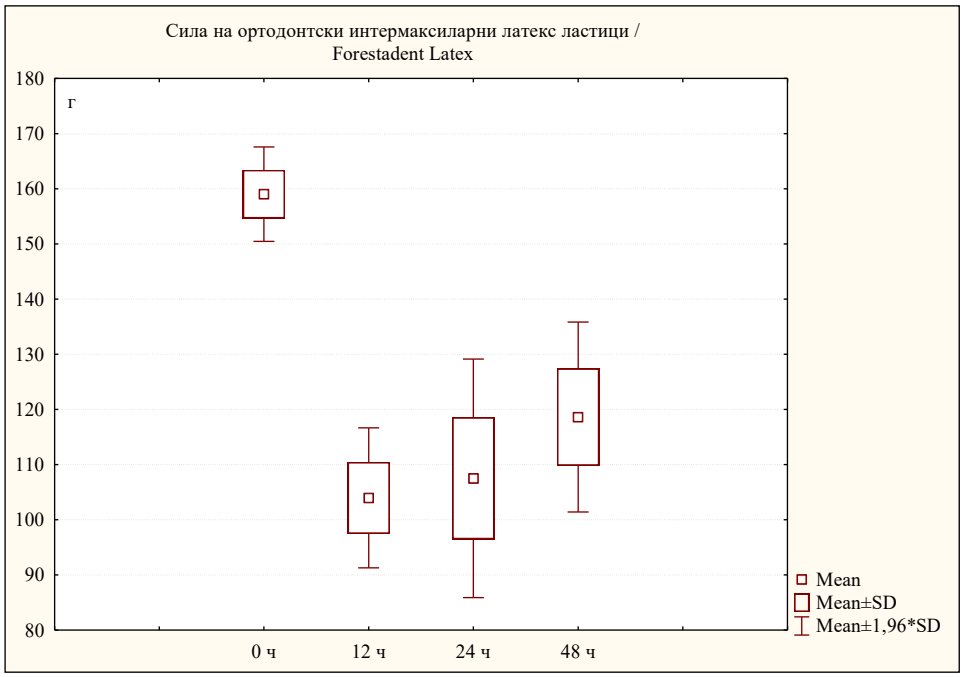
По 12 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 103,98±6,48 грама, ±95,00%CI:99,35-108,61, медијаната изнесува 105,60 грама, минималната сила изнесува 92,00 грама, а максималната сила изнесува 112,90 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 107,52±11,03 грама, ±95,00%CI:99,63-115,41, медијаната изнесува 111,85 грама, минималната сила изнесува 82,40 грама, а максималната сила изнесува 120,30 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 118,63±8,78 грама, ±95,00%CI:112,35-124,91, медијаната изнесува 118,05 грама, минималната сила изнесува 102,90 грама, а максималната сила изнесува 130,90 грама.

Табела бр. 12. Сила на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици / Forestadent Latex

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	30	159,03	155,90	162,16	158,65	152,10	167,10	4,37
12 часа	30	103,98	99,35	108,61	105,60	92,00	112,90	6,48
24 часа	30	107,52	99,63	115,41	111,85	82,40	120,30	11,03
48 часа	30	118,63	112,35	124,91	118,05	102,90	130,90	8,78



Графикон бр. 10.

2.5 American Orthodontics Latex

На табела бр. 13 и графикон бр. 11 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици / American Orthodontics Latex / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на латекс ластици варира во интервалот 166,54±7,99 грама, ±95,00%CI:160,82-172,26, медијаната изнесува 167,85 грама, минималната сила изнесува 150,30 грама, а максималната сила изнесува 179,40 грама.

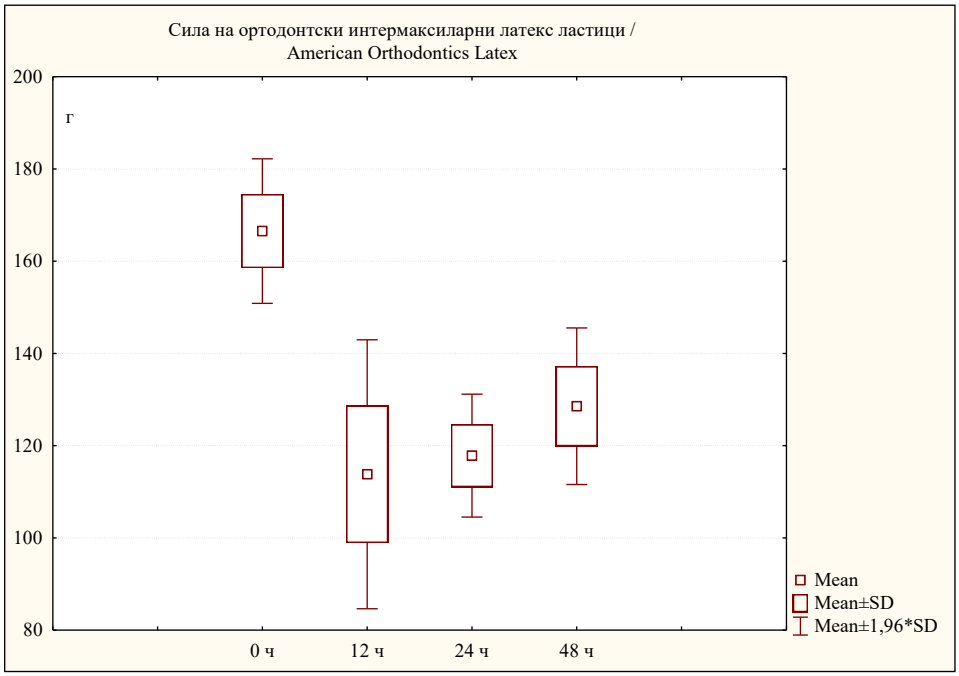
По 12 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 113,80±14,88 грама, ±95,00%CI:103,16-124,44, медијаната изнесува 115,15 грама, минималната сила изнесува 87,90 грама, а максималната сила изнесува 143,20 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 117,84±6,79 грама, ±95,00%CI:112,98-122,70, медијаната изнесува 119,95 грама, минималната сила изнесува 106,00 грама, а максималната сила изнесува 128,70 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 128,55±8,66 грама, ±95,00%CI:122,35-134,75, медијаната изнесува 130,15 грама, минималната сила изнесува 116,30 грама, а максималната сила изнесува 139,30 грама.

Табела бр. 13. Сила на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици / American Orthodontics Latex

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	30	166,54	160,82	172,26	167,85	150,30	179,40	7,99
12 часа	30	113,80	103,16	124,44	115,15	87,90	143,20	14,88
24 часа	30	117,84	112,98	122,70	119,95	106,00	128,70	6,79
48 часа	30	128,55	122,35	134,75	130,15	116,30	139,30	8,66



Графикон бр. 11.

2.6 Dentaurum Latex

На табела бр. 14 и графикон бр. 12 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици / Dentaurum Latex / во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето.

Во 0-ти час силата на латекс ластици варира во интервалот 185,56±8,42 грама, ±95,00%CI:179,54-191,58, медијаната изнесува 187,35 грама, минималната сила изнесува 170,00 грама, а максималната сила изнесува 198,90 грама.

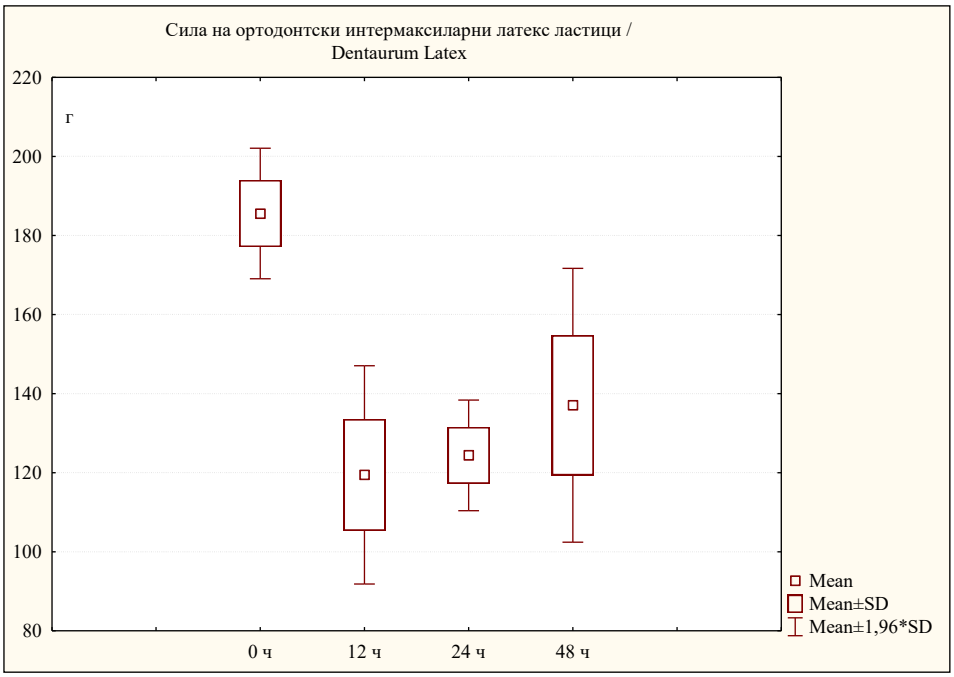
По 12 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 119,44±14,08 грама, ±95,00%CI:109,37-129,51, медијаната изнесува 115,50 грама, минималната сила изнесува 98,30 грама, а максималната сила изнесува 140,10 грама.

По 24 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 124,39±7,14 грама, ±95,00%CI:119,28-129,50, медијаната изнесува 126,60 грама, минималната сила изнесува 115,00 грама, а максималната сила изнесува135,90 грама.

По 48 часа од поставувањето, силата на латекс ластици варира во интервалот 137,06±17,67 грама, ±95,00%CI:124,42-149,70, медијаната изнесува 141,95 грама, минималната сила изнесува 103,40 грама, а максималната сила изнесува 154,20 грама.

Табела бр. 14. Сила на ортодонтски интермаксиларни латекс ластици / Dentaurum Latex

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
0-ти час	30	185,56	179,54	191,58	187,35	170,00	198,90	8,42
12 часа	30	119,44	109,37	129,51	115,50	98,30	140,10	14,08
24 часа	30	124,39	119,28	129,50	126,60	115,00	135,90	7,14
48 часа	30	137,06	124,42	149,70	141,95	103,40	154,20	17,67



Графикон бр. 12.

2.7 Сила на ортодонтски интермаксиларни ластици /

2.7.1 Група (производители)

На табела бр. 15 и графикон бр. 13 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

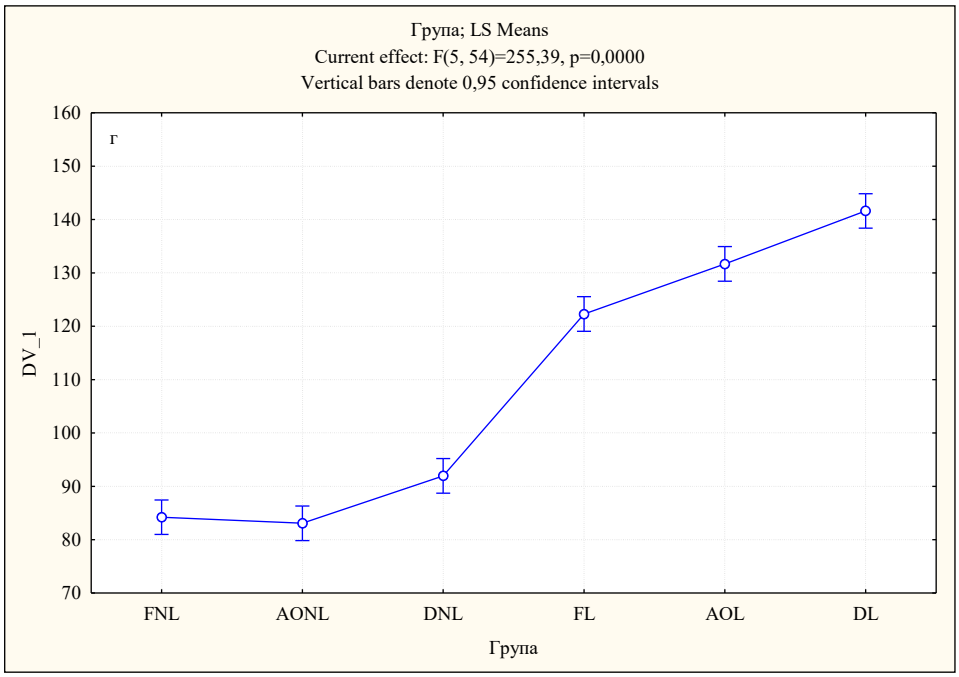
За F = 255,39 и p<0,001(p=0,000) постои значајна разлика во силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, помеѓу различните производители.

Во Forestadent Non Latex групата, силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 84,21±1,62 грама, ±95,00%CI:80,97-87,45, во American Orthodontics Non Latex групата, силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 83,07±1,62 грама, ±95,00%CI:79,83-86,31, во Dentaurum Non Latex групата, силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 91,96±1,62 грама, ±95,00%CI:88,72-95,19, во Forestadent Latex групата, силата на ортодонтските

интермаксиларни ластици варира во интервалот 122,29±1,62 грама, ±95,00%CI:119,05-125,53, во American Orthodontics Latex групата, силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 131,68±1,62 грама, ±95,00%CI:128,44-134,92, во Dentaurum Latex групата, силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 141,61±1,62 грама, ±95,00%CI:138,37-144,85.

Табела бр. 15. Група / Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс и латекс ластици / LS Means

Група; LS Means: F(5, 54)=255,39, p=**0,0000**						
Cell No.	Група	DV_1 Mean	DV_1 Std.Err.	DV_1 -95,00%	DV_1 +95,00%	N
1	Forestadent Non Latex	84,21	1,62	80,97	87,45	10
2	American Orthodontics Non Latex	83,07	1,62	79,83	86,31	10
3	Dentaurum Non Latex	91,96	1,62	88,72	95,19	10
4	Forestadent Latex	122,29	1,62	119,05	125,53	10
5	American Orthodontics Latex	131,68	1,62	128,44	134,92	10
6	Dentaurum Latex	141,61	1,62	138,37	144,85	10



Графикон бр. 13.

Резултатите прикажани во табела бр. 16 се однесуваат на Post-hoc / Bonferroni test анализата на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

Силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Latex ластици (122,29 грама) за $p<0,001(p=0,000)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Non Latex ластици (84,21 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни American Orthodontics Latex ластици (131,68 грама) за $p<0,001(p=0,000)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни American Orthodontics Non Latex ластици (83,07 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни Dentaurum Latex ластици (141,61 грама) за $p<0,001(p=0,000)$ значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Dentaurum Non Latex ластици (91,96 грама).

Табела бр. 16. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	Група	{1} 84,21	{2} 83,07	{3} 91,96	{4} 122,29	{5} 131,68	{6} 141,61
1	Forestadent Non Latex		1,00	**0,02**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
2	American Orthodontics Non Latex	1,00		**0,004**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
3	Dentaurum Non Latex	**0,02**	**0,004**		**0,000**	**0,000**	**0,000**
4	Forestadent Latex	**0,000**	**0,000**	**0,000**		**0,002**	**0,000**
5	American Orthodontics Latex	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,002**		0,001
6	Dentaurum Latex	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	0,001	

2.7.2 Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

На табела бр. 17 и графикон бр. 14 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

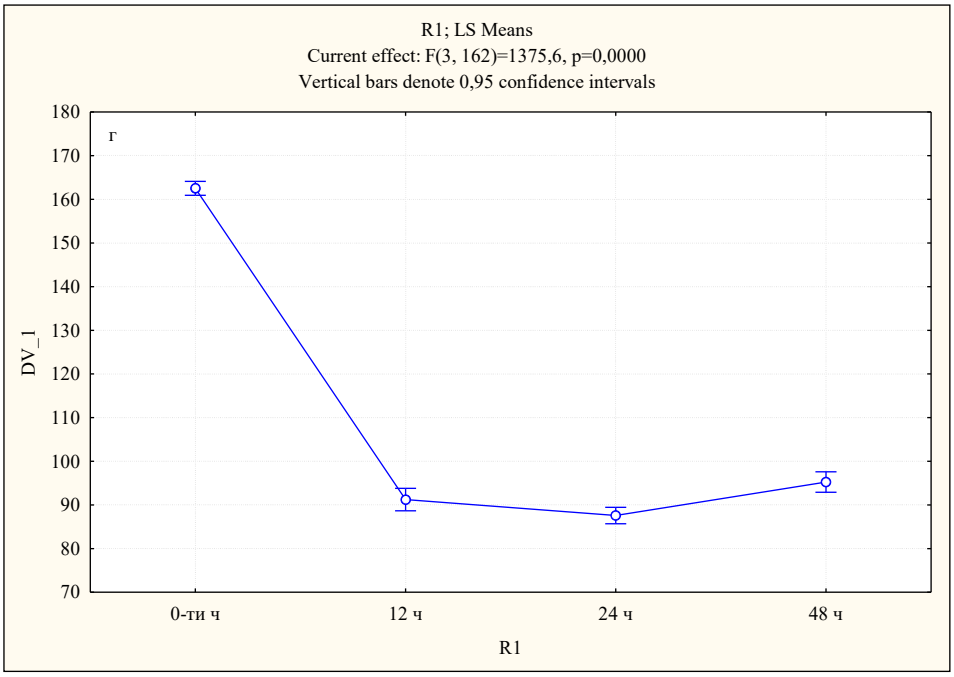
За F = 1375,6 и p<0,001(p=0,000) постои значајна разлика во силата на ортодонтските интермаксиларни ластици помеѓу 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

Во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 162,53±0,80 грама, ±95,00%CI:160,93-164,12, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 91,22±1,29 грама, ±95,00%CI:88,64-93,80, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 87,56±0,94 грама, ±95,00%CI:85,68-89,44, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 95,24±1,17 грама, ±95,00%CI:92,90-97,58.

Табела бр. 17. Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

R1; LS Means: F(3, 162)=1375,6, p=**0,0000**

Cell No.	R1	DV_1 Mean	DV_1 Std.Err.	DV_1 -95,00%	DV_1 +95,00%	N
1	0-ти час	162,53	0,80	160,93	164,12	60
2	12 часа	91,22	1,29	88,64	93,80	60
3	24 часа	87,56	0,94	85,68	89,44	60
4	48 часа	95,24	1,17	92,90	97,58	60



Графикон бр. 14.

Резултатите прикажани во табела бр. 18 се однесуваат на Post-hoc / Bonferroni test анализата на силата на ортодонтски интермаксиларни ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

Силата на ортодонтските интермаксиларни ластици, 12 часа (91,22 грама), 24 часа (87,56 грама), 48 часа (95,24 грама) од поставувањето за p<0,001(p=0,000) значајно е помала од силата на ортодонтските интермаксиларни ластици во 0-то време (162,53 грама).

Табела бр. 18. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	R1	{1} 162,53	{2} 91,22	{3} 87,56	{4} 95,24
1	0-ти час		**0,000**	**0,000**	**0,000**
2	12 часа	**0,00**		**0,04**	**0,02**
3	24 часа	**0,00**	**0,04**		**0,000**
4	48 часа	**0,00**	**0,02**	**0,000**	

2.7.3 Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето

На табела бр. 19 и графикон бр. 15 прикажаните резултати се однесуваат на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

За F = 29,55 и p<0,001(p=0,000) постои значајна разлика во силата на ортодонтските интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

Во Forestadent Non Latex групата, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 157,10±1,95 грама, ±95,00%CI:153,20-161,00, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 66,61±3,15 грама, ±95,00%CI:60,29-72,93, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 49,73±2,29 грама, ±95,00%CI:45,13-54,33, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 63,40±2,86 грама, ±95,00%CI:57,67-69,13.

Во American Orthodontics Non Latex групата, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 152,10±1,95 грама, ±95,00%CI:148,20-156,00, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 69,03±3,15 грама, ±95,00%CI:62,71-75,35, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 52,67±2,29 грама, ±95,00%CI:48,07-57,27, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 58,48±2,86 грама, ±95,00%CI:52,75-64,21.

Во Dentaurum Non Latex групата, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 154,82±1,95 грама, ±95,00%CI:150,92-158,72, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 74,44±3,15 грама, ±95,00%CI:68,12-80,76, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 73,23±2,29 грама, ±95,00%CI:68,63-77,83, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 65,33±2,86 грама, ±95,00%CI:59,60-71,06.

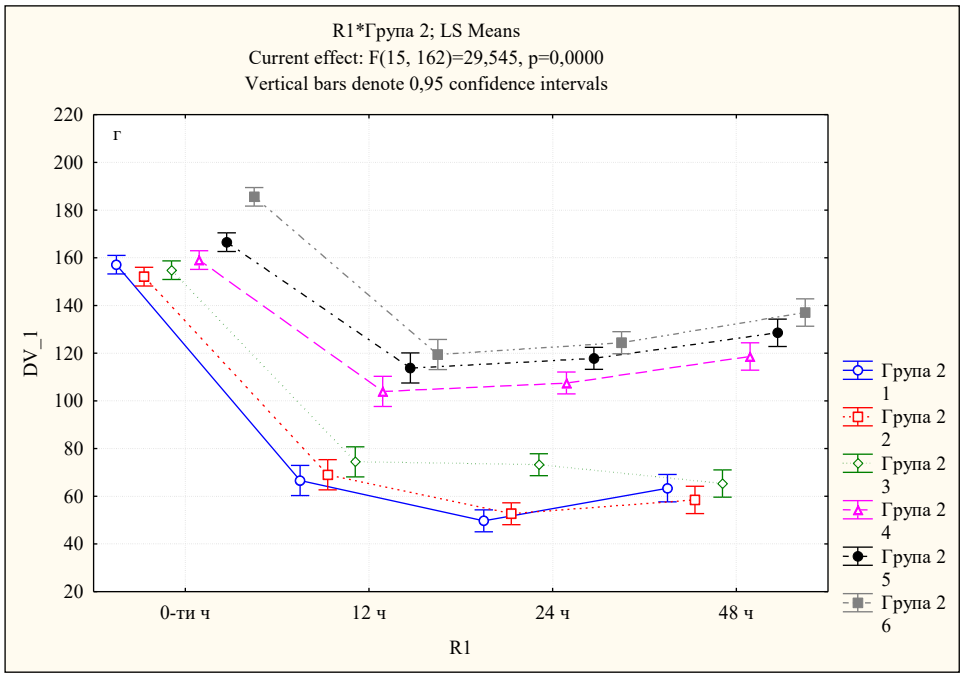
Во Forestadent Latex групата, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 159,03±1,95 грама, ±95,00%CI:155,13-162,93, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 103,98±3,15 грама, ±95,00%CI:97,66-110,30, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 107,52±2,29 грама, ±95,00%CI:102,92-112,12, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 118,63±2,86 грама, ±95,00%CI:112,90-124,36.

Во American Orthodontics Latex групата, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 166,54±1,95 грама, ±95,00%CI:162,64-170,44, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 113,80±3,15 грама, ±95,00%CI:107,48-120,12, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 117,84±2,29 грама, ±95,00%CI:113,24-122,44, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 128,55±2,86 грама, ±95,00%CI:122,82-134,28.

Во Dentaurum Latex групата, во 0-ти час силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 185,56±1,95 грама, ±95,00%CI:181,66-189,46, по 12 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 119,44±3,15 грама, ±95,00%CI:113,12-125,76, по 24 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 124,39±2,29 грама, ±95,00%CI:119,79-128,99, по 48 часа од поставувањето силата на ортодонтските интермаксиларни ластици варира во интервалот 137,06±2,86 грама, ±95,00%CI:131,33-142,76.

*Табела бр. 19. R1*Група / Сила на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето*

R1*Група; LS Means: F(15, 162)=29,55, p=**0,0000**							
Cell No.	Група	R1	DV_1 Mean	DV_1 Std.Err.	DV_1 -95,00%	DV_1 +95,00%	N
1	Forestadent Non Latex 1	0-ти час	157,10	1,95	153,20	161,00	10
2	Forestadent Non Latex 1	12 часа	66,61	3,15	60,29	72,93	10
3	Forestadent Non Latex 1	24 часа	49,73	2,29	45,13	54,33	10
4	Forestadent Non Latex 1	48 часа	63,40	2,86	57,67	69,13	10
5	American Orthodontics Non Latex 2	0-ти час	152,10	1,95	148,20	156,00	10
6	American Orthodontics Non Latex 2	12 часа	69,03	3,15	62,71	75,35	10
7	American Orthodontics Non Latex 2	24 часа	52,67	2,29	48,07	57,27	10
8	American Orthodontics Non Latex 2	48 часа	58,48	2,86	52,75	64,21	10
9	Dentaurum Non Latex 3	0-ти час	154,82	1,95	150,92	158,72	10
10	Dentaurum Non Latex 3	12 часа	74,44	3,15	68,12	80,76	10
11	Dentaurum Non Latex 3	24 часа	73,23	2,29	68,63	77,83	10
12	Dentaurum Non Latex 3	48 часа	65,33	2,86	59,60	71,06	10
13	Forestadent Latex 4	0-ти час	159,03	1,95	155,13	162,93	10
14	Forestadent Latex 4	12 часа	103,98	3,15	97,66	110,30	10
15	Forestadent Latex 4	24 часа	107,52	2,29	102,92	112,12	10
16	Forestadent Latex 4	48 часа	118,63	2,86	112,90	124,36	10
17	American Orthodontics Latex 5	0-ти час	166,54	1,95	162,64	170,44	10
18	American Orthodontics Latex 5	12 часа	113,80	3,15	107,48	120,12	10
19	American Orthodontics Latex 5	24 часа	117,84	2,29	113,24	122,44	10
20	American Orthodontics Latex 5	48 часа	128,55	2,86	122,82	134,28	10
21	Dentaurum Latex 6	0-ти час	185,56	1,95	181,66	189,46	10
22	Dentaurum Latex 6	12 часа	119,44	3,15	113,12	125,76	10
23	Dentaurum Latex 6	24 часа	124,39	2,29	119,79	128,99	10
24	Dentaurum Latex 6	48 часа	137,06	2,86	131,33	142,76	10



Графикон бр. 15.

Резултатите прикажани во табела бр. 20 и табела бр. 21 се однесуваат на Post-hoc / Bonferroni test анализата на силата на ортодонтски интермаксиларни без латекс ластици и латекс ластици во 0-ти час и 12 часа, 24 часа, 48 часа од поставувањето, кај различни производители.

Силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Latex ластици во 0-то време (159,03 грама) за p>0,05(p=1,00) незначајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Non Latex ластици во 0-то време (157,10 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Latex ластици 48 часа од поставувањето (118,63 грама) за p<0,001(p=0,000) значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Non Latex ластици 48 часа од поставувањето (63,40 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни American Orthodontics Latex ластици во 0-то време (166,54 грама) за p>0,05(p=1,00) незначајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни American Orthodontics Non Latex ластици во 0-то време (152,10 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни American Orthodontics Latex ластици 48 часа од поставувањето (128,55 грама) за p<0,001(p=0,000) значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Forestadent Non Latex ластици 48 часа од поставувањето (58,48 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни Dentaurum Latex ластици во 0-то време (185,56 грама) за p<0,001(p=0,000) значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Dentaurum Non Latex ластици во 0-то време (154,82 грама).

Силата на ортодонтските интермаксиларни Dentaurum Latex ластици 48 часа од поставувањето (137,06 грама) за p<0,001(p=0,000) значајно е поголема од силата на ортодонтските интермаксиларни Dentaurum Non Latex ластици 48 часа од поставувањето (65,33 грама).

Минимална сила (49,73 грама) на ортодонтските интермаксиларни ластици регистрирана е 24 часа од поставувањето во групата на Forestadent Non Latex ластици.

Максимална сила (185,56 грама) на ортодонтските интермаксиларни ластици регистрирана е во 0-то време во групата на Dentaurum Latex ластици.

Табела бр. 20. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	Група	R1	{1} 157,10	{2} 66,61	{3} 49,73	{4} 63,40	{5} 152,10	{6} 69,03	{7} 52,67	{8} 58,48	{9} 154,82	{10} 74,44	{11} 73,23	{12} 65,33
1	FNL 1	0-ти час		**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**
2	FNL 1	12 часа	**0,000**		**0,000**	1,00	**0,000**	1,00	0,06	1,00	**0,000**	1,00	1,00	1,00
3	FNL 1	24 часа	**0,000**	**0,000**		**0,02**	**0,000**	**0,000**	1,00	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,001**	**0,00**
4	FNL 1	48 часа	**0,000**	1,00	**0,02**		**0,000**	1,00	1,00	1,00	**0,000**	0,85	1,00	1,00
5	AONL 2	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**		**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**
6	AONL 2	12 часа	**0,000**	1,00	**0,000**	1,00	**0,000**		**0,000**	0,52	**0,000**	1,00	1,00	1,00
7	AONL 2	24 часа	**0,000**	0,06	1,00	1,00	**0,000**	**0,000**		1,00	**0,000**	**0,000**	**0,01**	0,20
8	AONL 2	48 часа	**0,000**	1,00	1,00	1,00	**0,000**	0,52	1,00		**0,000**	**0,00**	**0,02**	1,00
9	DNL 3	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**		**0,000**	**0,000**	**0,000**
10	DNL 3	12 часа	**0,000**	1,00	**0,000**	0,85	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,00**	**0,000**		1,00	1,00
11	DNL 3	24 часа	**0,000**	1,00	**0,001**	1,00	**0,000**	1,00	**0,01**	**0,02**	**0,000**	1,00		1,00
12	DNL 3	48 часа	**0,000**	1,00	**0,01**	1,00	**0,000**	1,00	0,20	1,00	**0,000**	1,00	1,00	
13	FL 4	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**
14	FL 4	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
15	FL 4	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
16	FL 4	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
17	AOL 5	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	0,71	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**
18	AOL 5	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
19	AOL 5	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
20	AOL 5	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
21	DL 6	0-ти час	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
22	DL 6	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
23	DL 6	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
24	DL 6	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,02**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**

Табела бр. 21. Post Hoc / Bonferroni test

Cell No.	Група	R1	{13} 159,03	{14} 103,98	{15} 107,52	{16} 118,63	{17} 166,54	{18} 113,80	{19} 117,84	{20} 128,55	{21} 185,86	{22} 119,44	{23} 124,39	{24} 137,06
1	FNL 1	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
2	FNL 1	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
3	FNL 1	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
4	FNL 1	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
5	AONL 2	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	0,71	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,02**
6	AONL 2	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
7	AONL 2	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
8	AONL 2	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
9	DNL 3	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
10	DNL 3	12 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
11	DNL 3	24 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
12	DNL 3	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
13	FL 4	0-ти час		**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
14	FL 4	12 часа	**0,000**		1,00	**0,006**	**0,000**	1,00	0,06	**0,000**	**0,000**	0,37	**0,000**	**0,000**
15	FL 4	24 часа	**0,000**	1,00		0,30	**0,000**	1,00	1,00	**0,000**	**0,000**	0,39	0,14	**0,000**
16	FL 4	48 часа	**0,000**	**0,006**	0,30		**0,000**	1,00	1,00	1,00	**0,000**	1,00	1,00	**0,04**
17	AOL 5	0-ти час	1,00	**0,000**	**0,000**	**0,000**		**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,03**	**0,000**	**0,000**	**0,000**
18	AOL 5	12 часа	**0,000**	1,00	1,00	1,00	**0,000**		1,00	**0,005**	**0,000**	1,00	1,00	**0,000**
19	AOL 5	24 часа	**0,000**	0,06	1,00	1,00	**0,000**	1,00		0,44	**0,000**	1,00	1,00	**0,000**
20	AOL 5	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,004**	0,44		**0,000**	1,00	1,00	1,00
21	DL 6	0-ти час	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,03**	**0,000**	**0,000**	**0,000**		**0,000**	**0,000**	**0,000**
22	DL 6	12 часа	**0,000**	0,37	0,39	1,00	**0,000**	1,00	1,00	1,00	**0,000**		1,00	**0,000**
23	DL 6	24 часа	**0,000**	**0,000**	0,14	1,00	**0,000**	1,00	1,00	1,00	**0,000**	1,00		0,06
24	DL 6	48 часа	**0,000**	**0,000**	**0,000**	**0,04**	**0,000**	**0,000**	**0,000**	1,00	**0,000**	**0,000**	0,06	

Асигнацијата на анализираните типови е следнава:

AOL - American Orthodontics со латекс,

AONL - American Orthodontics без латекс,

DL – Dentaurum со латекс,

DNL – Dentaurum без латекс,

FL – Forestadent со латекс,

FNL – Forestadent без латекс,

24h – пробите истегната во водена бања за 24h и

X – неупотребено ластици.

СЕМ анализа

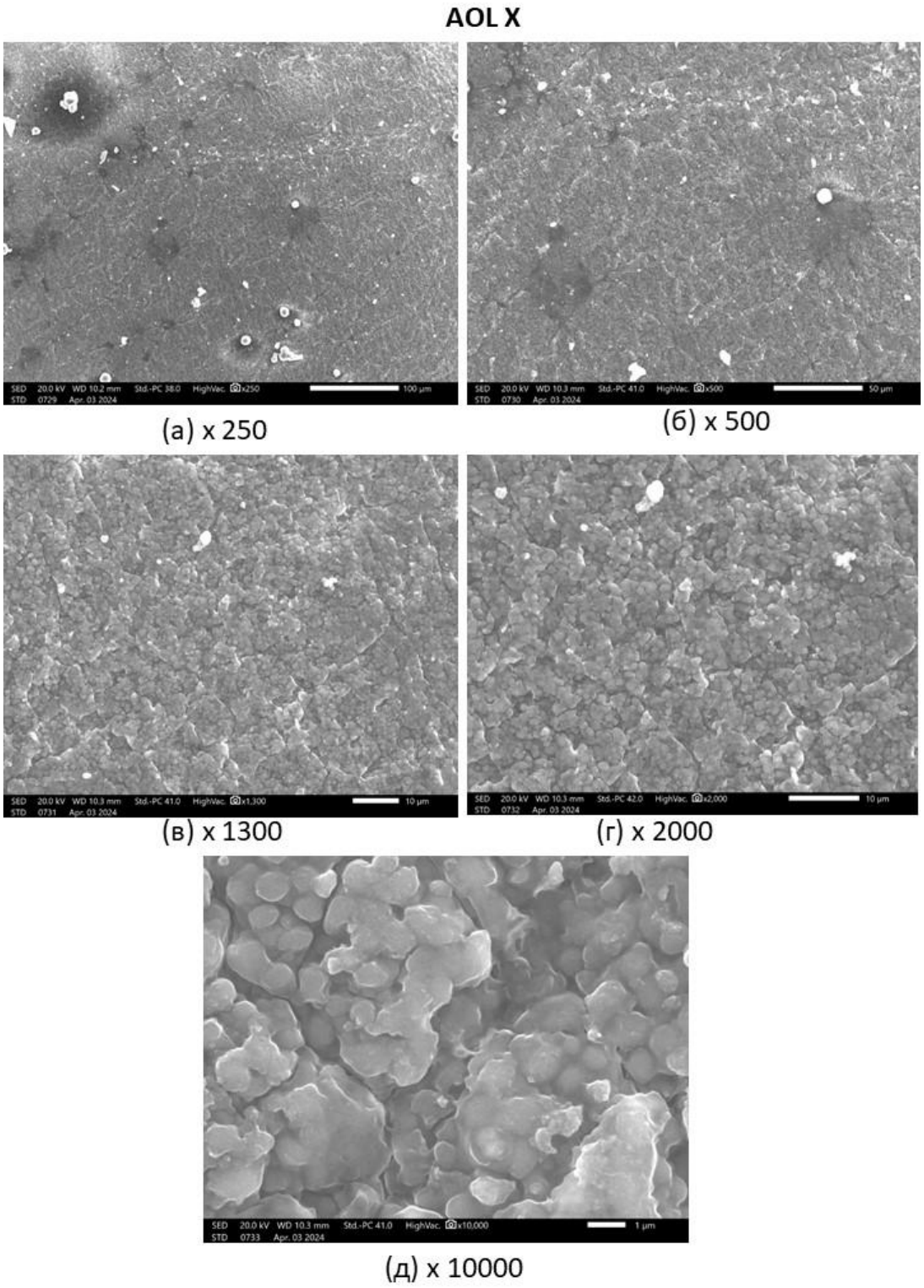
Скенирачката електронска микроскопија употребена е за анализа на промените на морфологијата на површината на испитуваните ластици од полимерен материјал (латекс и без латекс), пред и по 24 часовен третман во затегната состојба во водена бања.

Прво ќе бидат претставени морфологиите за секој поединечен тип, а потоа ќе следи споредбата и ефектите од 24 часовниот третман во затегната состојба во водена бања.

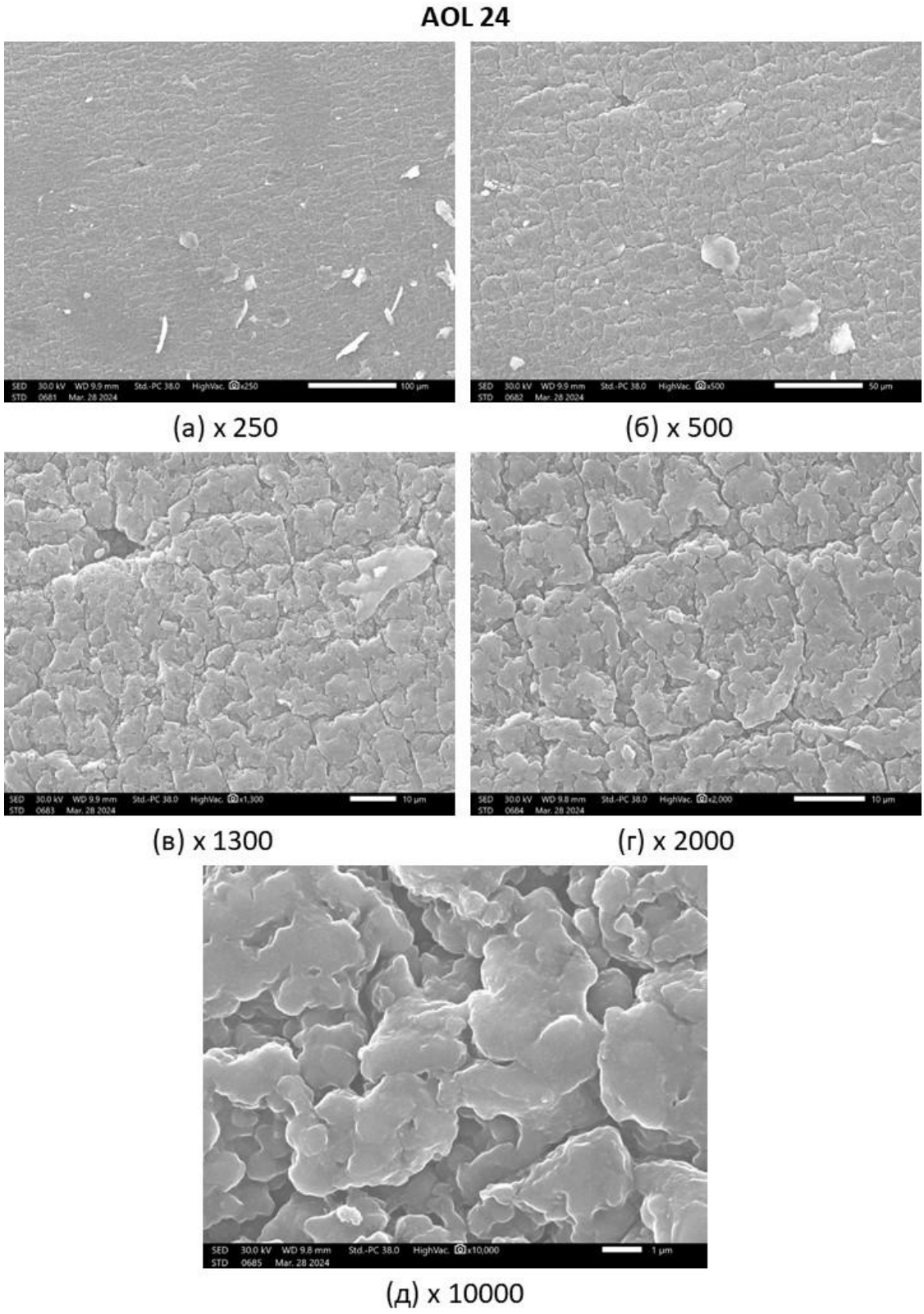
На фото. бр. 14 се СЕМ сликите за AOLX, додека на фото. бр. 15 се СЕМ сликите за AOL24. Појдовните, неупотребени латекс ластици од фирмата American Orthodontics, прикажани на фото. бр. 14, покажуваат рапава (ситно зрнеста) морфологија со мали површински пори. СЕМ сликите од овие ластаци по 24 часа во водена бања во оптегната состојба прикажани на фото. бр. 15 покажуваат, исто така, рапава, зрнеста површина со присутни површински пори, при што се забележува нешто покрупна зрнеста морфологија која можеби се должи на набабрениот латекс. Исто така, кај АО латексот по 24 часа во водена бања се забележува поостра граница помеѓу зрнестите агломерати.

На фото. бр. 16 и фото. бр. 17 прикажани се слики од без латекс ластиците од фирмата АО. Појдовниот латекс, прикажан на фото. бр. 16, покажа многу загадена површина со различни метални честици во облик на микросфери (фото. бр. 16б) (веројатно од металната рамка со која се оптегнати, Cu, Zn, Al) кои напарени со злато предизвикаа расејување на електронскиот сноп и не можеше да се добие убава слика. Фотографиите на фото. бр. 17 за AONL24 по 24 часа, покажуваат дека овој ластик има брановидна површина (17а, 17б) на која, исто така, има онечистувања (17в, 17г), но, исто така, има и површински пори (17ѓ, 17д).

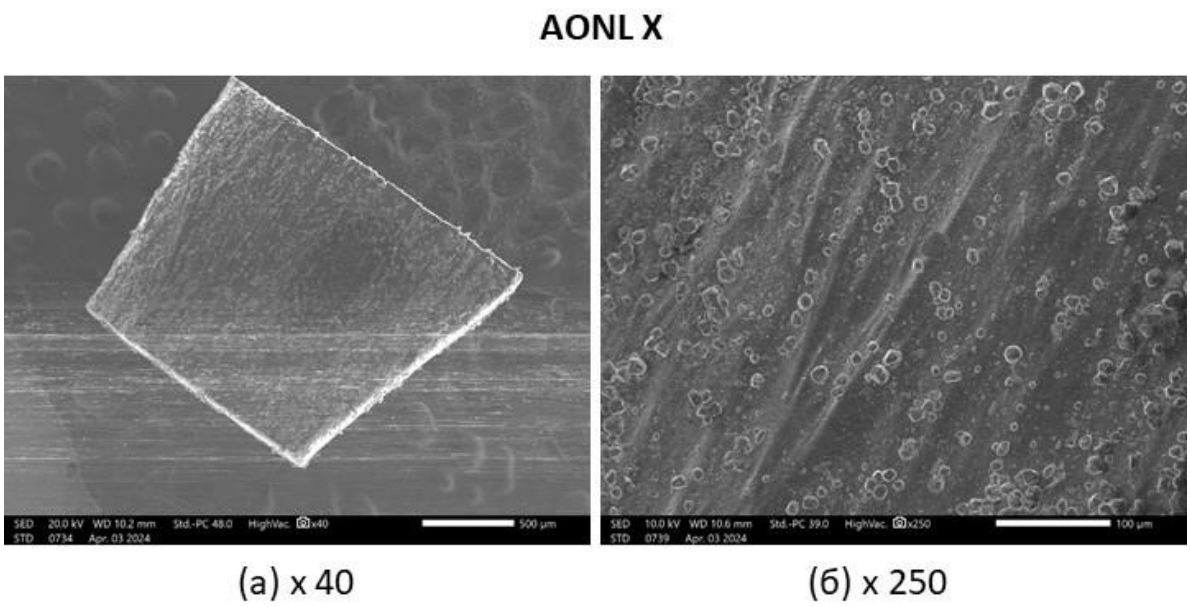
На фото. бр. 18 и фото. бр. 19 претставени се СЕМ сликите за ластици со латекс од фирмата Dentaurum, за појдовен ластик и ластик третиран по 24 часа. И овој ластик покажува нерамна, зрнеста површинска морфологија (18г, 18д) со регистрирани површински пори (18б, 18в). Истите облици регистрирани се и кај ластикот DL по 24 часа во водена бања.



Фотографија бр. 14. CEM слики за AOLX



Фотографија бр. 15. CEM слики за AOL24

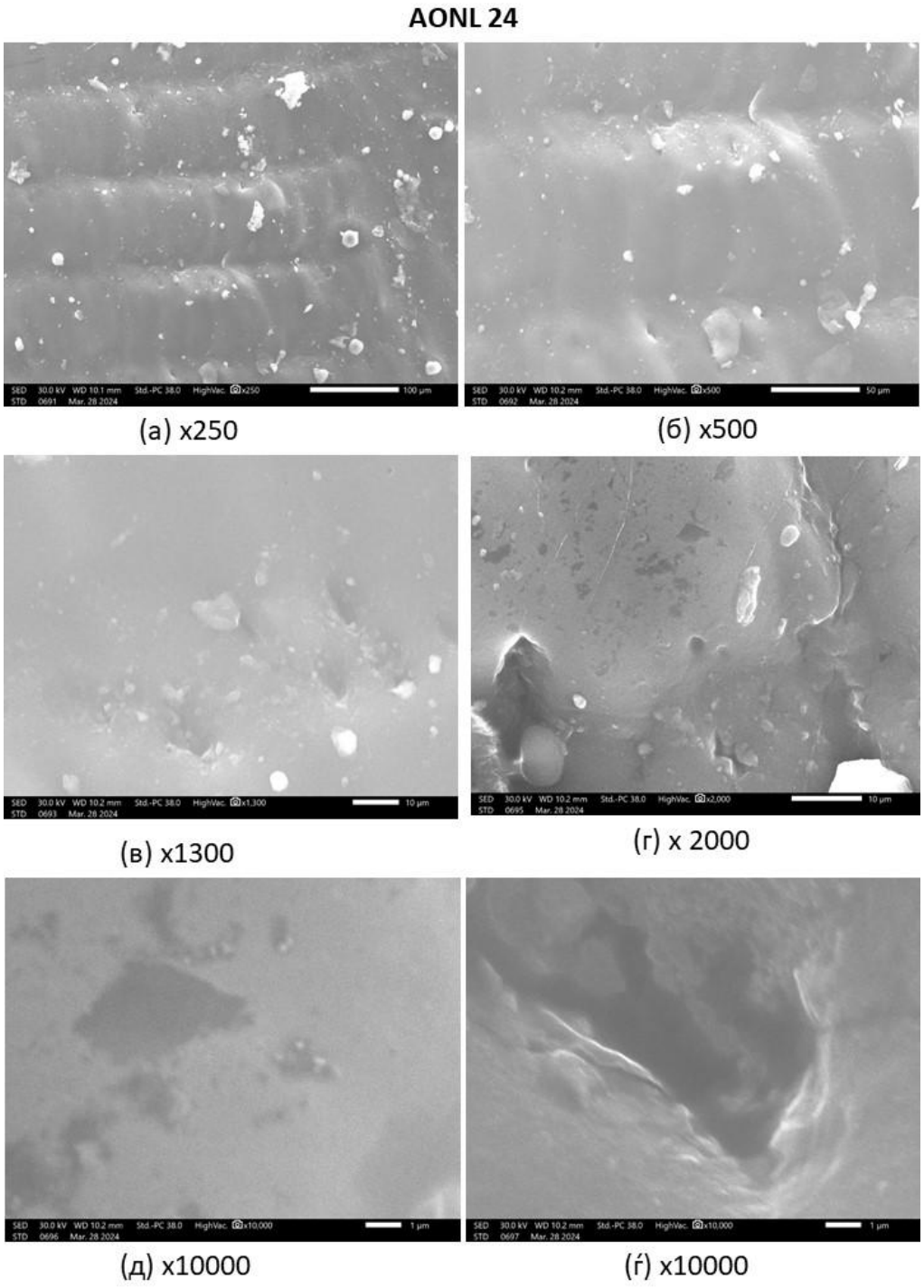


Фотографија бр. 16. CEM слики за AONLX

Фотографиите бр. 20 и 21 ја покажуваат морфологијата на површината на ластици без латекс од фирмата Dentaurum, неупотребен (фото. бр. 20) и третиран во водена бања (фото. бр. 21). И кај ластиците без латекс од оваа фирма се регистрира брановидна површина (20б, 20в) со многу микросверни честици на површината (20а, 20б). Исто така, регистрирани се пори, поизразени по 24 часовниот третман во вода (21в, 21д). Фотографиите бр. 22 и 23 ја покажуваат морфологијата на површината на ластици со латекс од фирмата Forest dent, неупотребен (фото. бр. 22) и третиран 24 часа во водена бања (фото. бр. 23). И ластиците со латекс од оваа фирма покажуваат рапава, зрнеста моргологија со присуство на пори (22б, 22в). Истите облици не се менуваат по 24 часовен третман во воденаата бања. Морфологијата на површината кај ластиците без латекс од оваа фирма, и појдовен (фото. бр. 24), и третиран во водена бања (фото. бр. 25), покажуваат брановидна површина, со многи микросверни честици на површината. Кај овие ластици не се регистрирани пори, има само некои нагризувања на површината (25д).

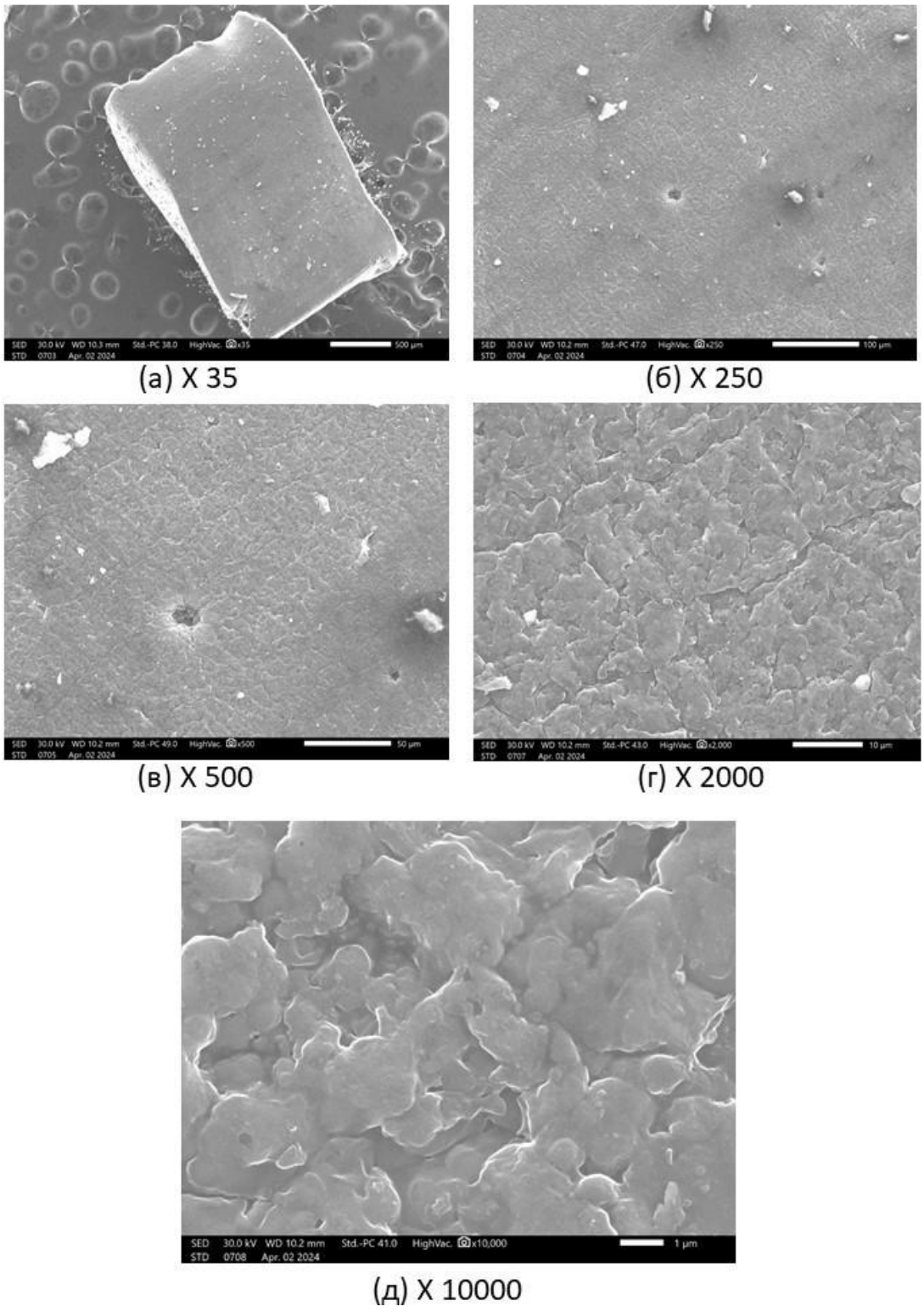
Согласно теоретските сознанија и литературата се смета дека посоодветни и подобри се ластиците кои имаат брановидна, глатка површина и кои немаат пори. Се смета дека во

порите или во просторот помегу зрнестите агломерати може да се собираат остатоци од храна и бактерии.

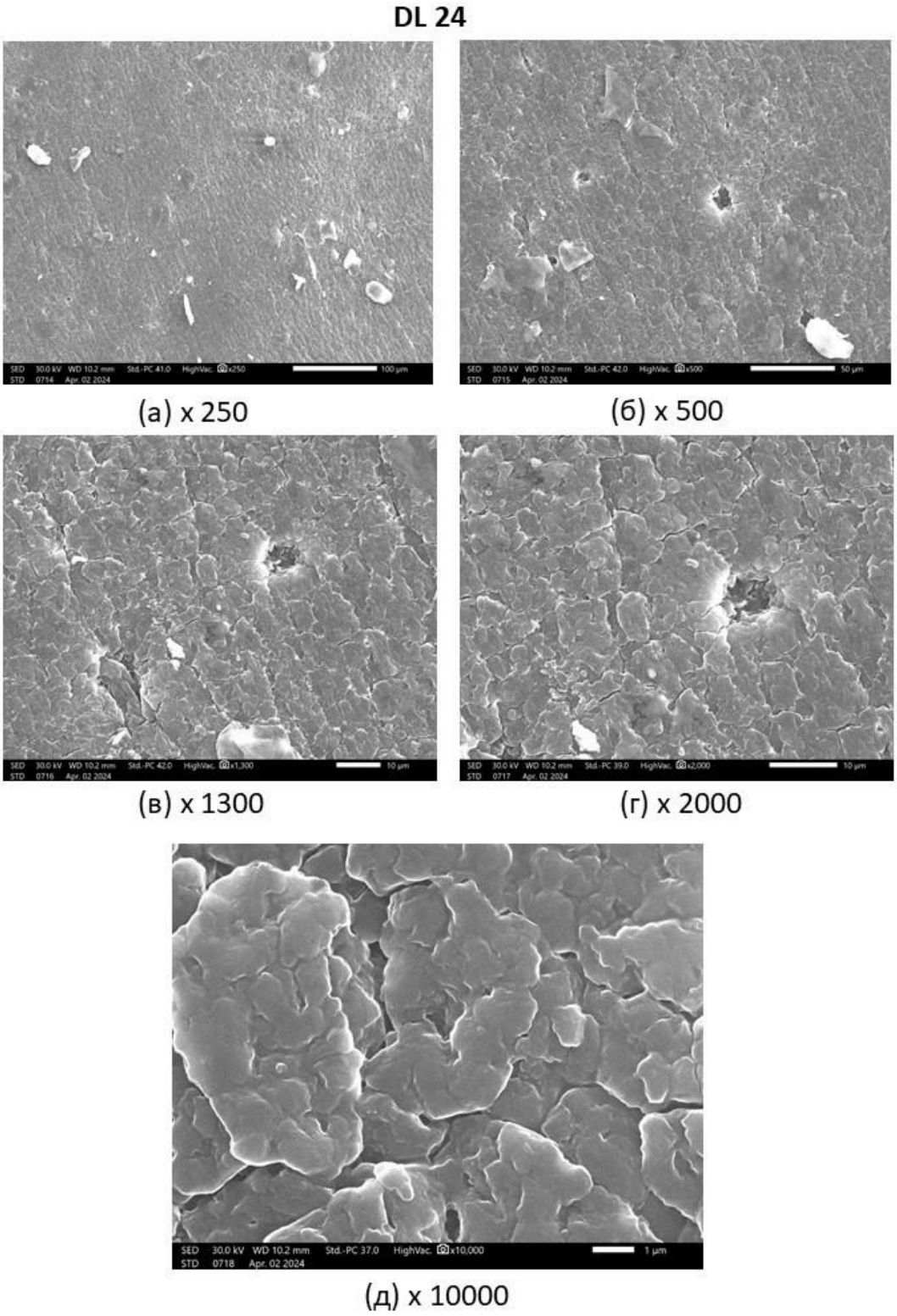


Фотографија бр. 17. СЕМ слики за AONL24

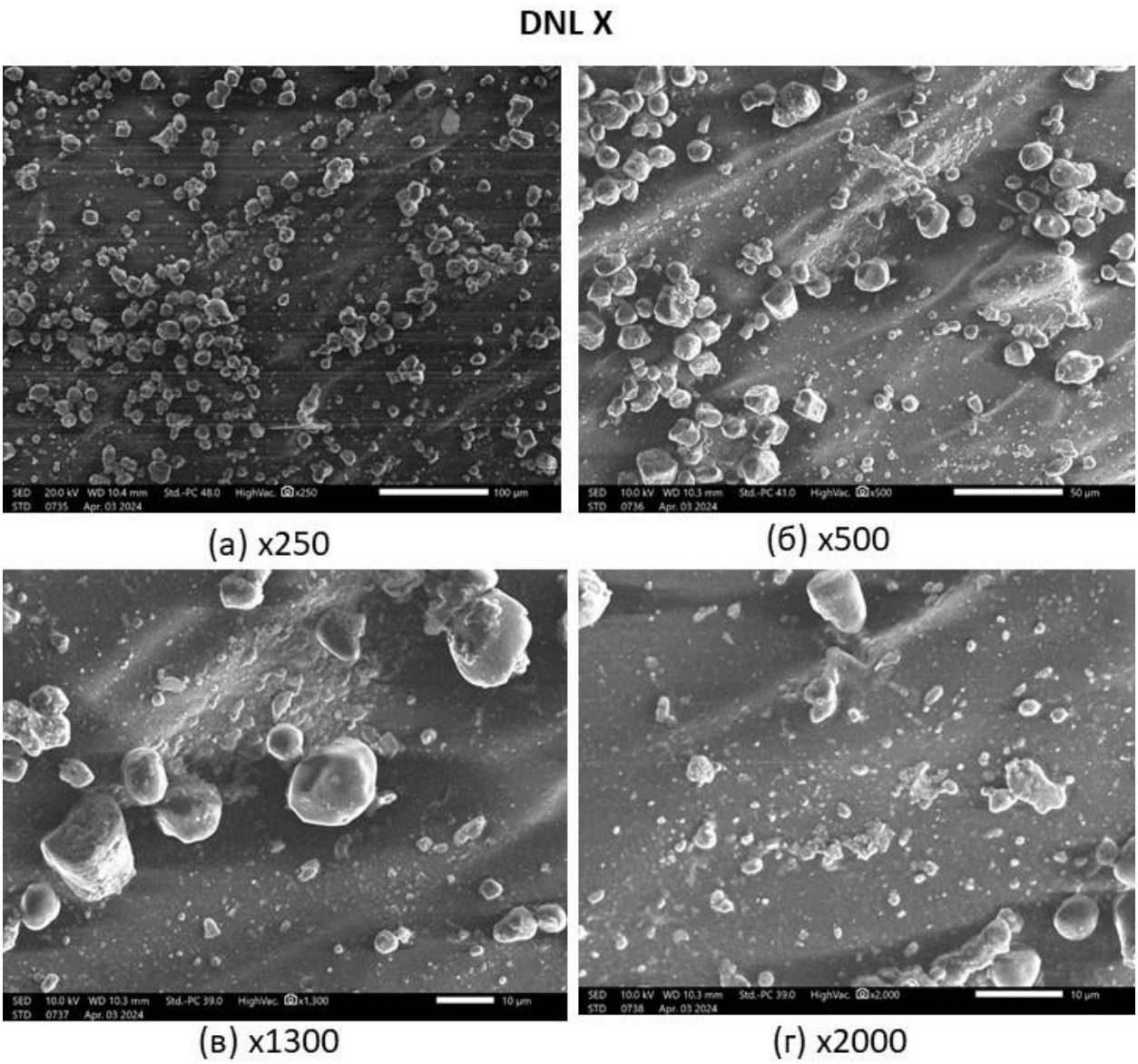
DL X



Фотографија бр. 18. CEM слики за DLX

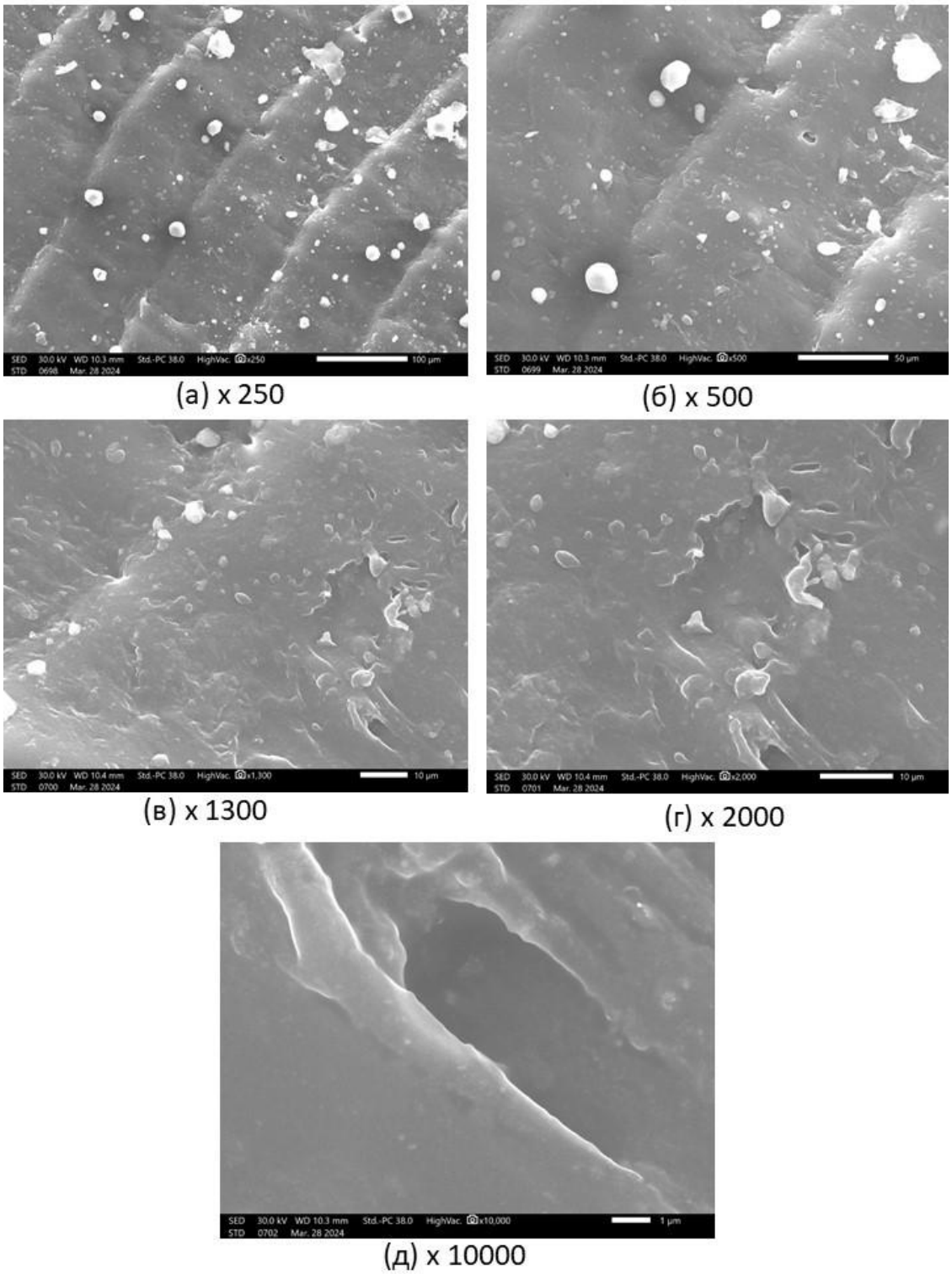


Фотографија бр. 19. CEM слики за DL24

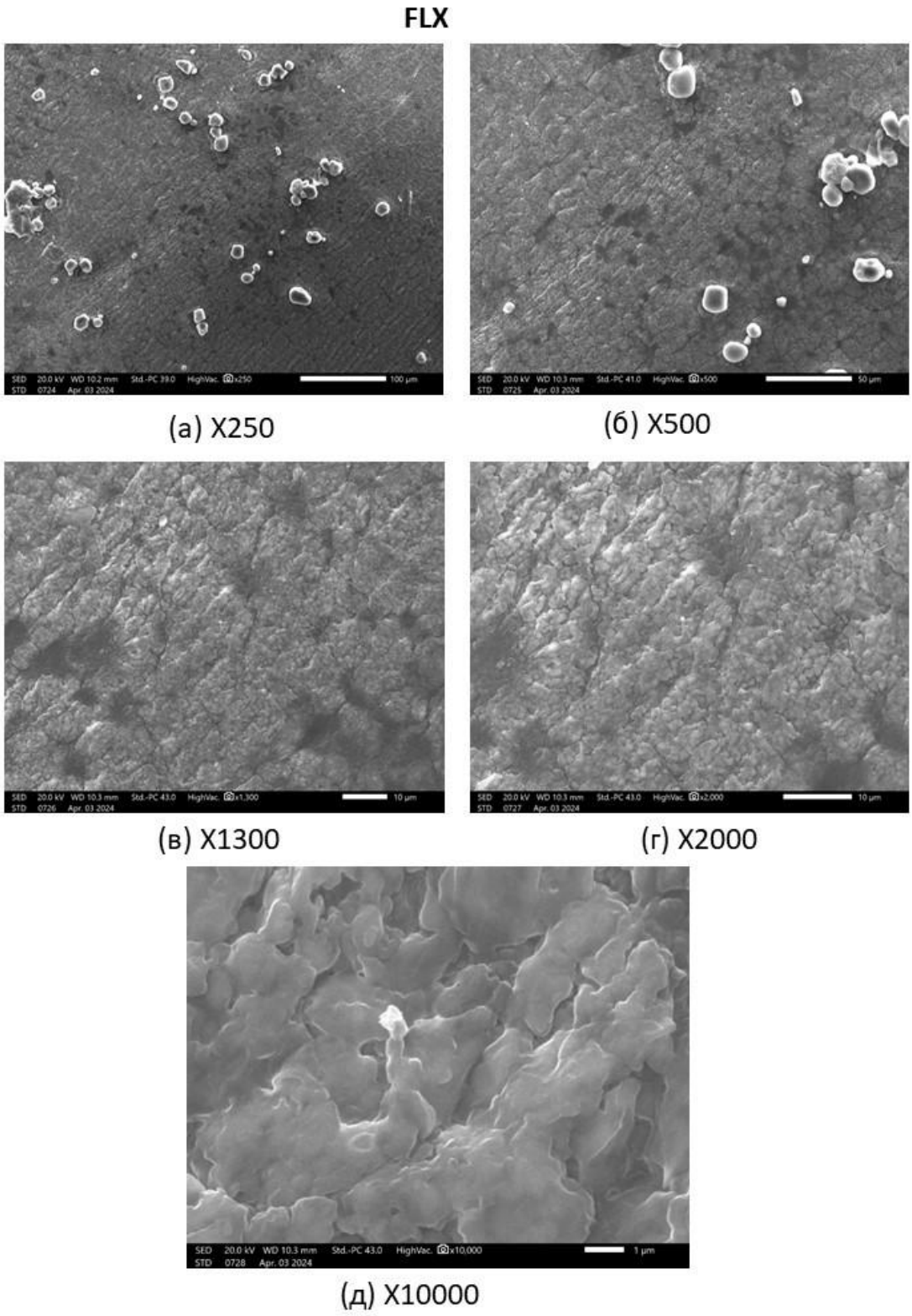


Фотографија бр. 20. CEM слики за DNLX

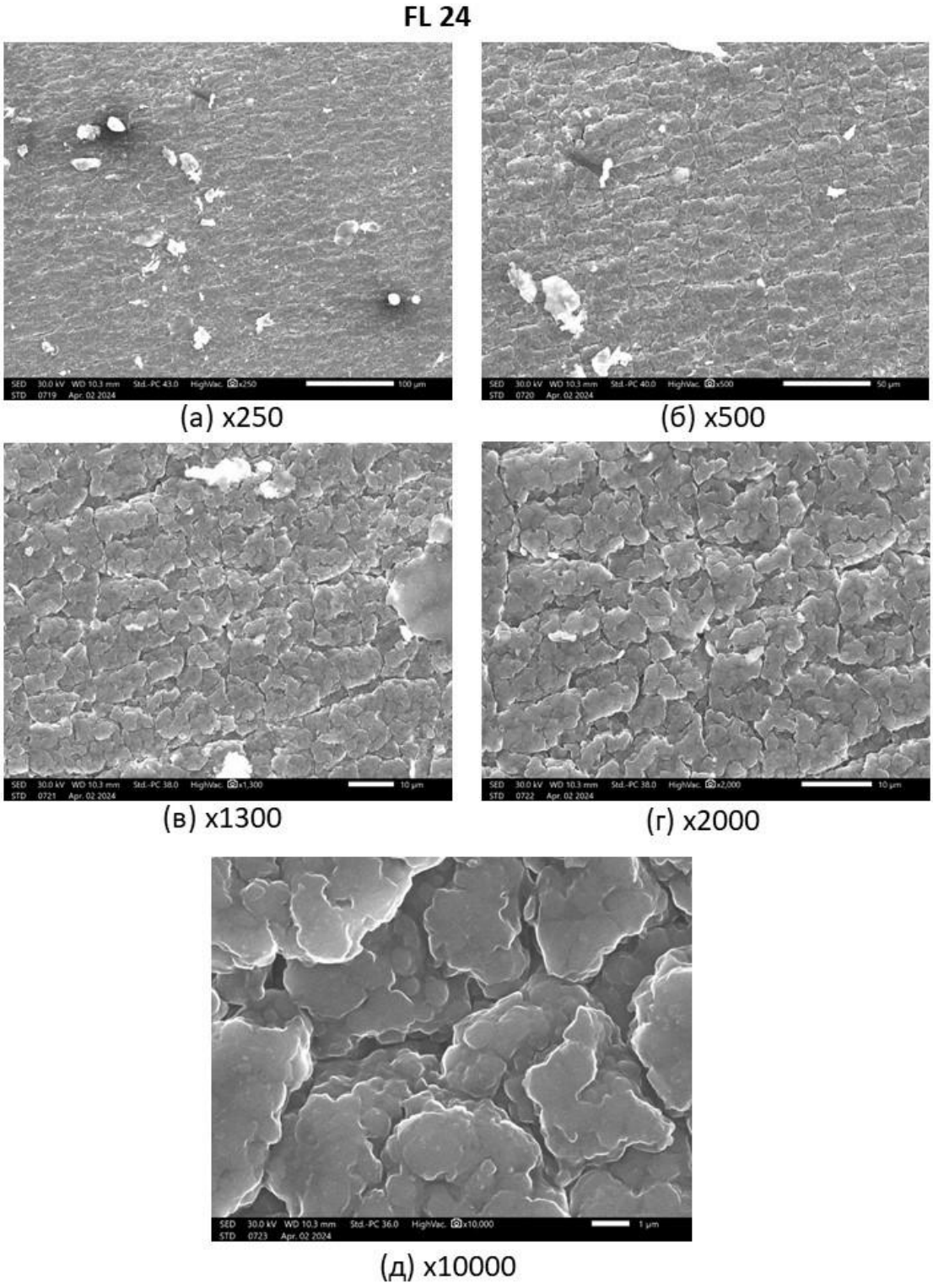
DNL 24



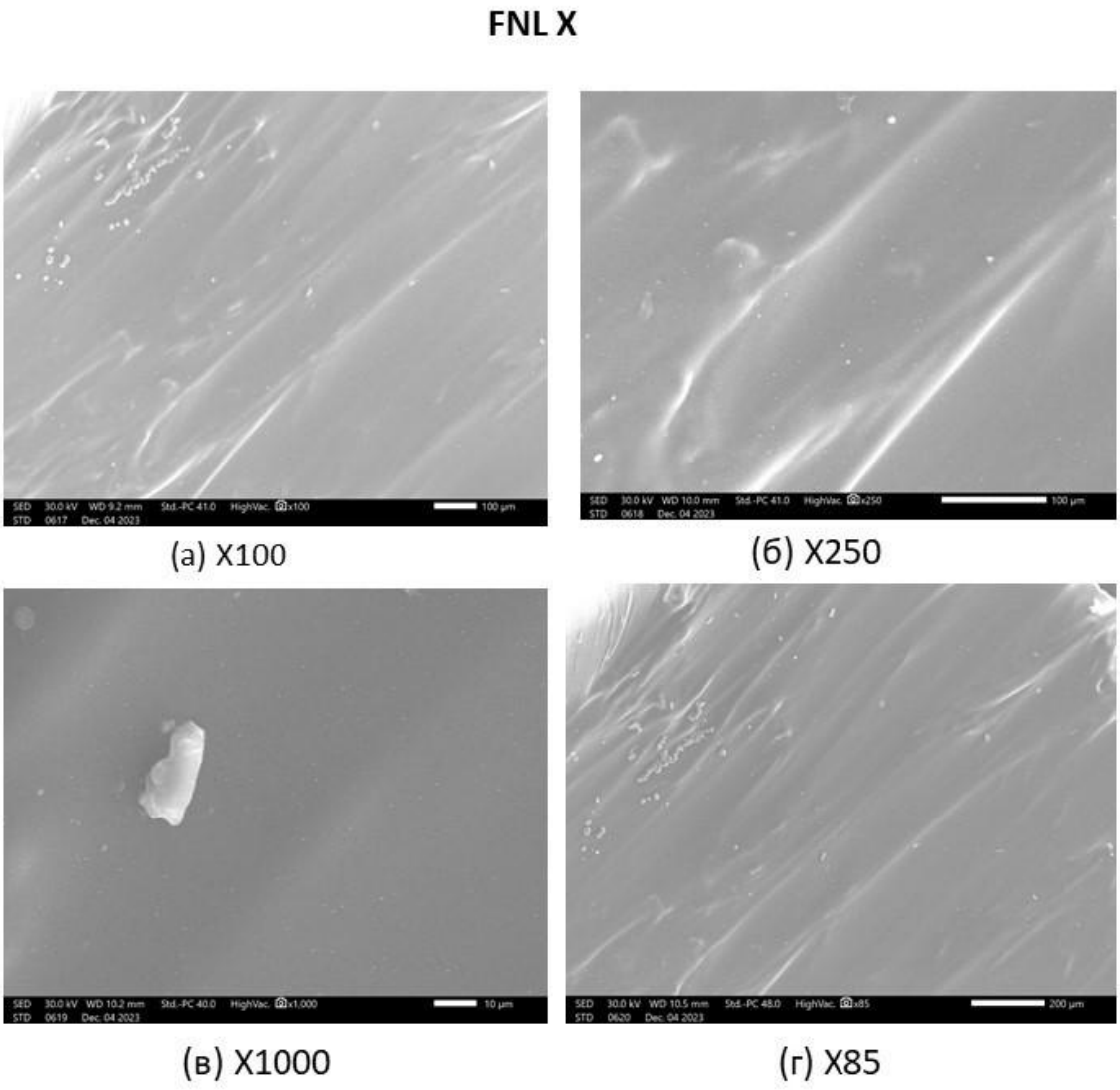
Фотографија бр. 21. CEM слики за DNL24



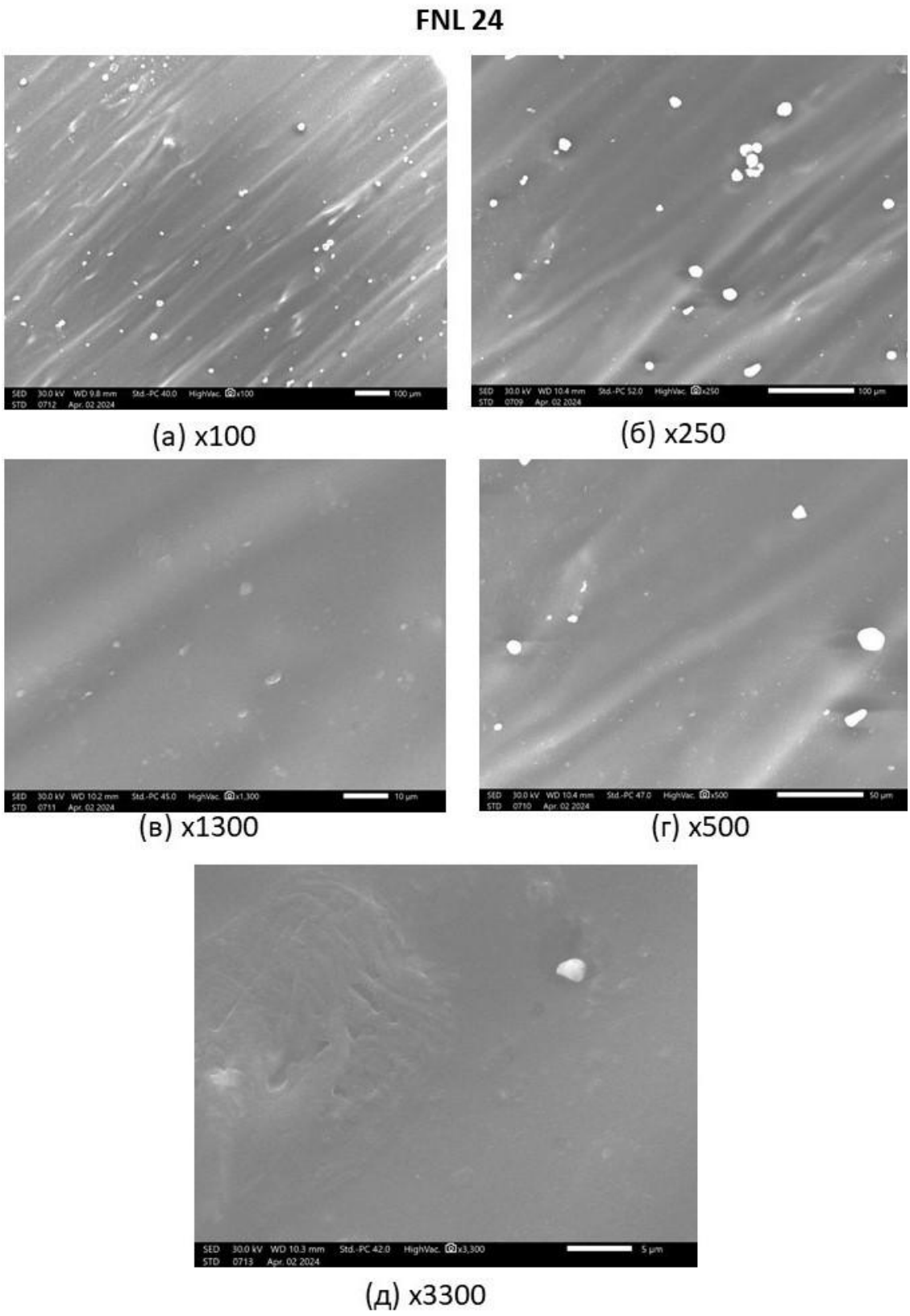
Фотографија бр. 22. CEM слики за FLX



Фотографија бр. 23. CEM слики за FL24



Фотографија бр. 24. CEM слики за FNLX



Фотографија бр. 25. CEM слики за FNL24

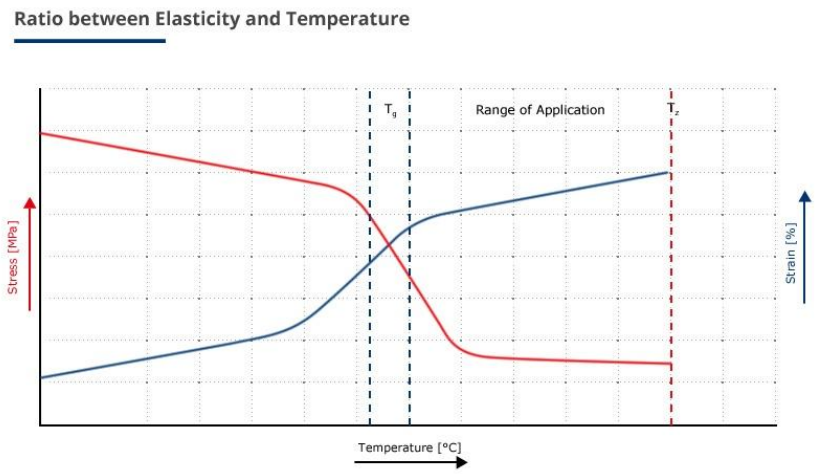
Споредба на морфолошките карактеристики со механичките својства

Споредбата на добиената морфологија на анализираните примероци со резултатите од анализата на механичките својства го покажа следново:

- Кај ластиците кај кои регистрирана е појава на пори, а тоа се: AONL, DNL, DL, по 24 часа третман во водена бања, доаѓа до опаѓање на јачината т.е силата на кинење на испитуваните ластици, и тоа дури за 65-70%.

- Кај примероците кај кои не е регистрирана појава на пори или формирање поостро изразена граница помеѓу агломератите (FL, AOL), процентот на намалување на силата на ластиците е помал и се движи околу 30%.

<u>ДСЦ анализа</u>



Фотографија бр. 26. Зависност температура – оптоварување – интервал на примена

Познавањето на температурата на стаклосување *Tg* е многу важен параметар бидејќи се суди за способноста за истегнување и оптоварување на ортодонтските ластици. Соодносот помеѓу температурата на стаклосување, напрегањето и опсегот на примена на ластиците прикажан е на фотографија бр. 26. Под Tg, ластиците се во стаклеста, додека над Tg, ластиците се во високо-еластична состојба. Во табела бр. 13 претставени се термичките параметри за полимерните ластици со латекс и без латекс, пред и по третман од 24 часа во

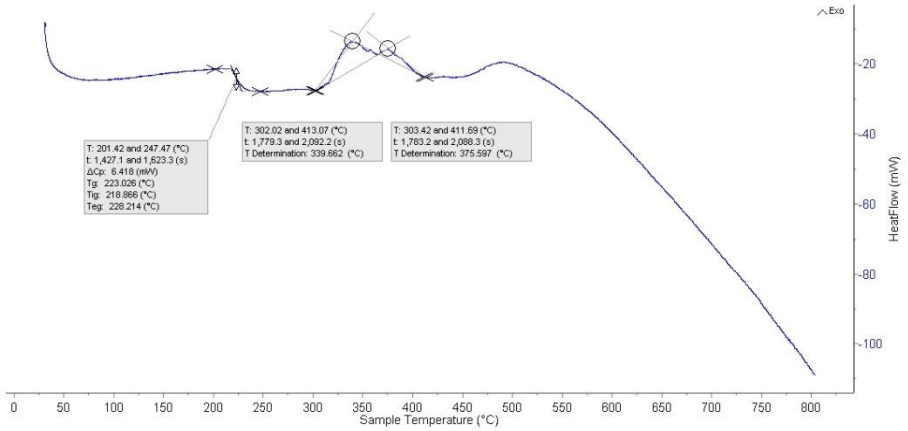
водена бања. Термичките параметри отчитани се од ДСЦ термограмите прикажани на фотографиите бр. од 27 до 38.

Генерално, вредностите отчитани од ДСЦ термограмите покажуваат дека испитуваните ластици, и со латекс и без латекс, покажуваат добра структурна стабилност и нема големи варијации во поместувањето на температурата на стаклосување што укажува на фактот дека нема големи варијации и големи влијанија на 24 часовниот третман врз промена на границата на еластичност кај испитуваните ластици.

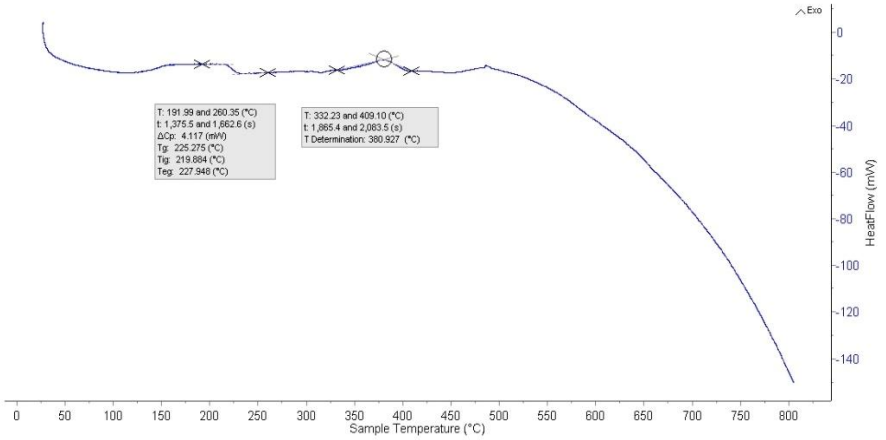
Кај ластиците од типовите: FL, FNL, DL и AONL регистрирано е поместување на *Tg* за три степени кон повисока вредност по третманот во водена бања од 24 часа што укажува на многу мало, минимално укрутување кое веројатно ако времето на третирање би било подолго, би предизвикало и поголемо намалување на еластичноста на ластиците. Само кај ластикот DNL регистрирана е обратна тенденција. Од ДСЦ термограмите определена е и максималната температура на вмрежување на испитуваните ластици, и таа се движи во интервал од 339 до 390, т.е 460 ºC. Третманот од 24 часа во водена бања не покажува влијание врз промена на температурата на вмрежување.

Табела бр. 22. Термички параметри отчитани од ДСЦ термограмите

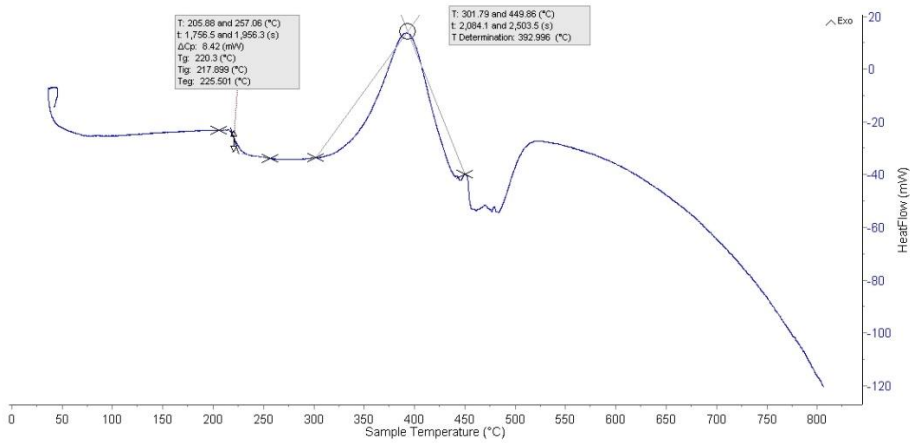
Примерок	*Tg* [ºC]	*Tcuring* [ºC]
FL X	223.1	339.6 / 375.6
FL 24	225.3	380.9
FNL X	220.3	393.0
FNL 24	223.2	393.7
DL X	221.6	358.1 / 383.0
DL 24	225.3	347.5 / 382.5
DNL X	226.3	392.1 / 459.5
DNL 24	222.6	393.1 / 466.0
AOL X	222.3	346.0 / 361.0 /383.5
AOL 24	222.5	347.0 / 365.0 / 383.0
AONL X	221.7	390.5
AONL 24	223.1	393.1 / 461.2



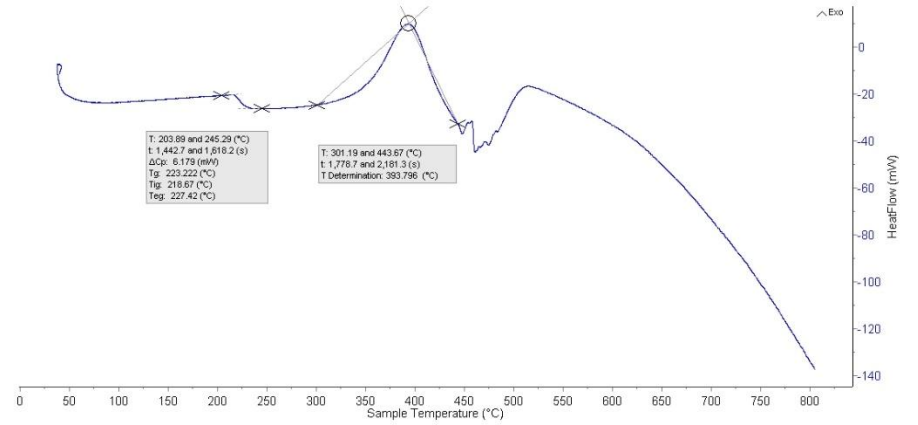
Фотографија бр. 27. ДСЦ термограм за FL X



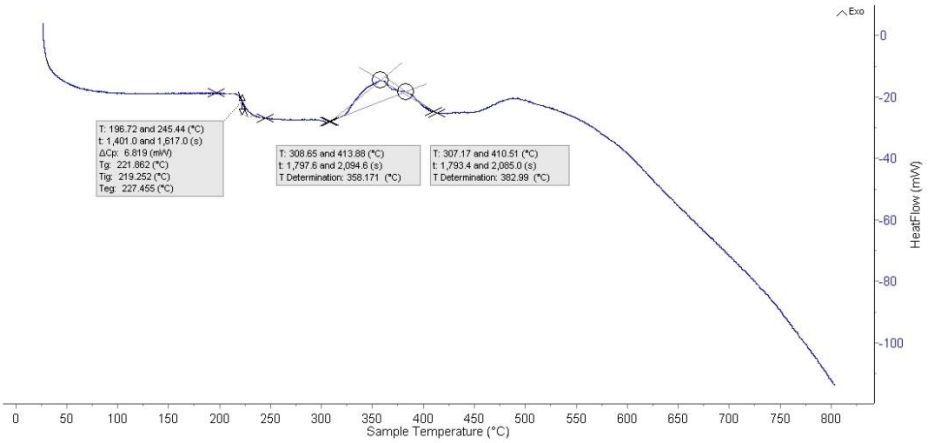
Фотографија бр. 28. ДСЦ термограм за FL 24



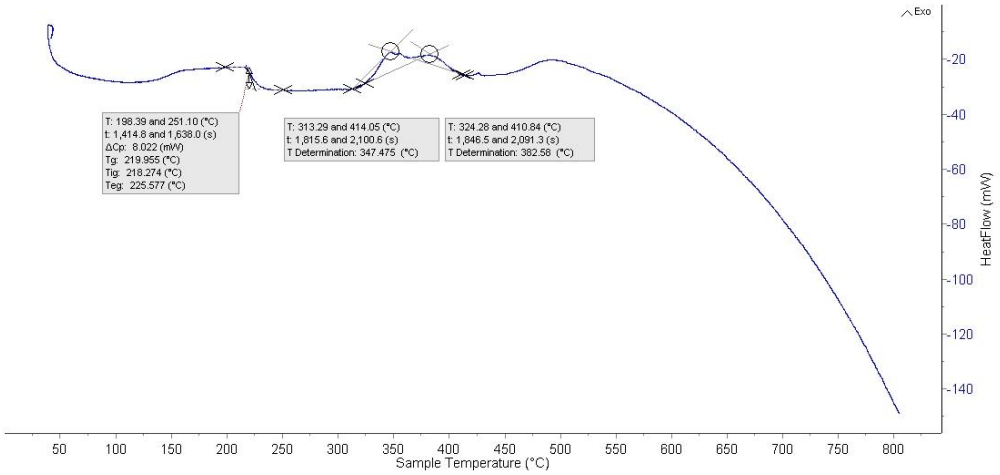
Фотографија бр. 29. ДСЦ термограм за FNL X



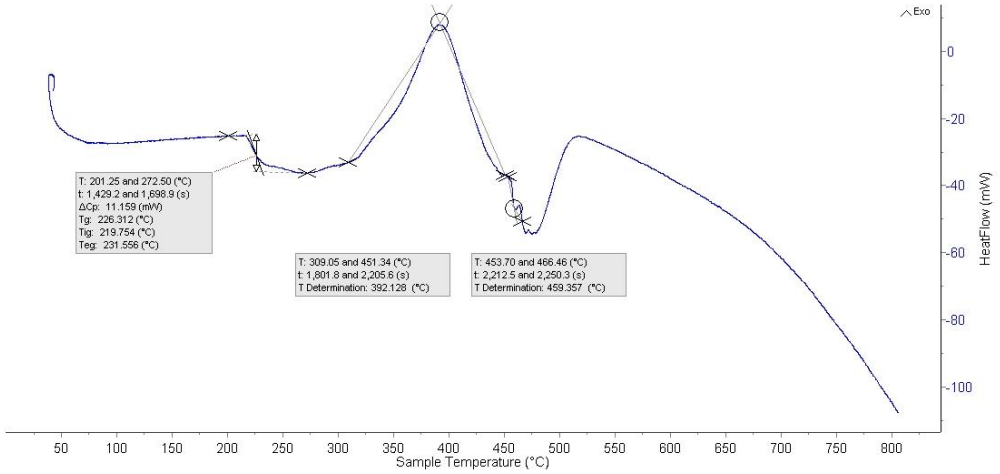
Фотографија бр. 30. ДСЦ термограм за FNL 24



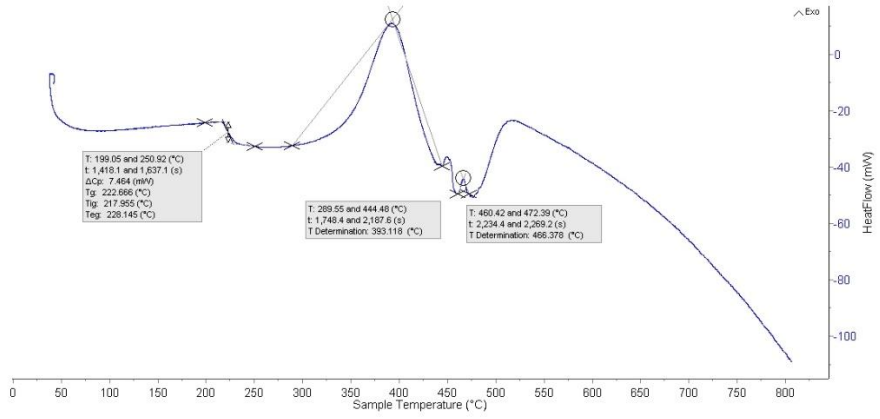
Фотографија бр. 31. ДСЦ термограм за DL X



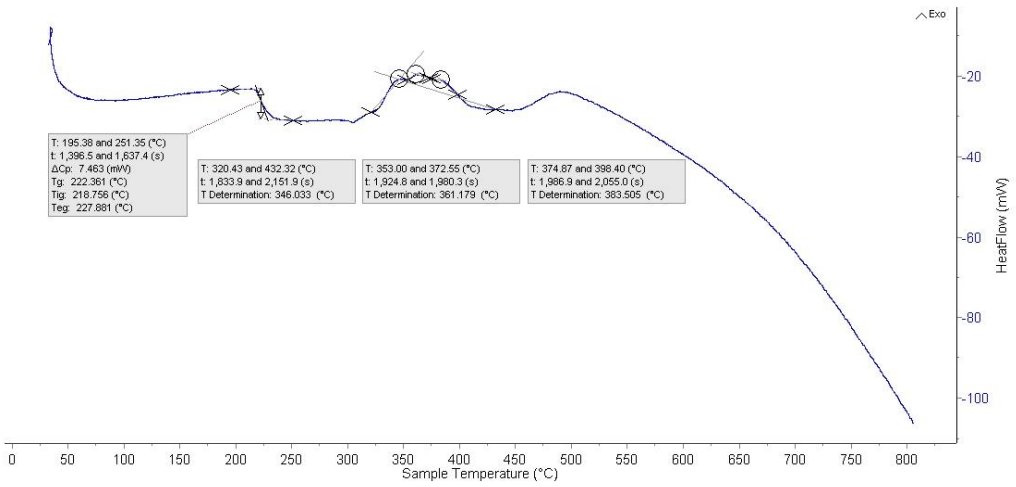
Фотографија бр. 32. ДСЦ термограм за DL 24



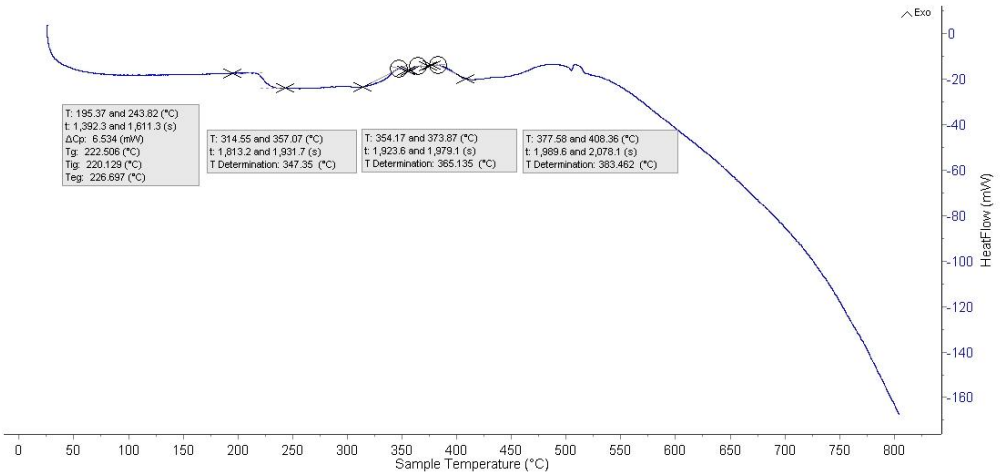
Фотографија бр. 33. ДСЦ термограм за DNL X



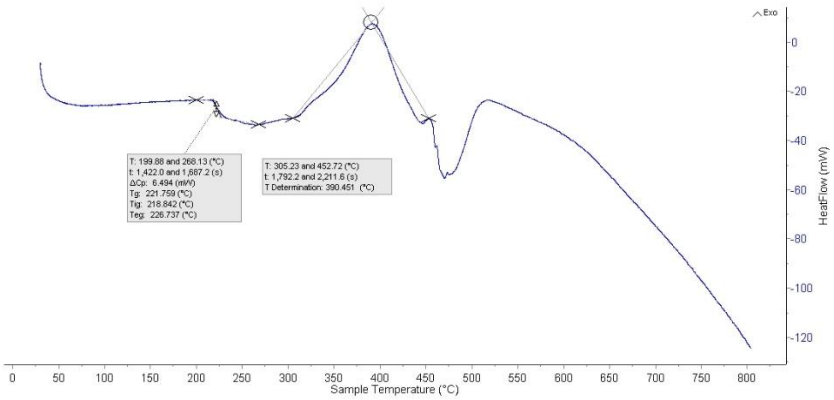
Фотографија бр. 34. ДСЦ термограм за DNL 24



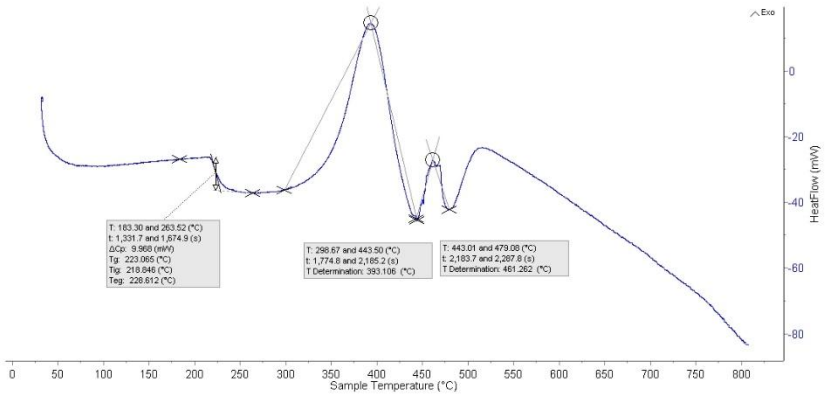
Фотографија бр. 35. ДСЦ термограм за AOL X



Фотографија бр. 36. ДСЦ термограм за AOL 24



Фотографија бр. 37. ДСЦ термограм за AONL X



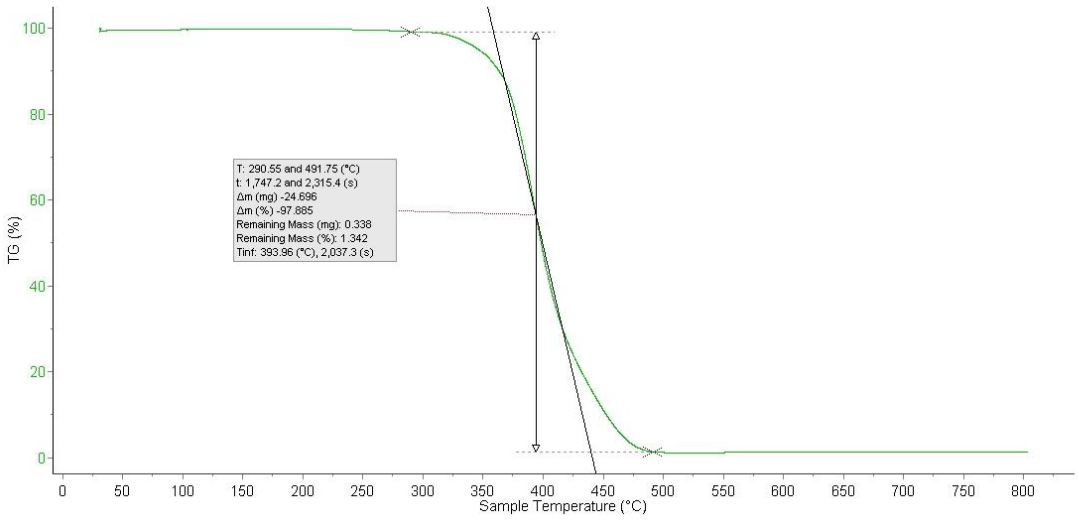
Фотографија бр. 38. ДСЦ термограм за AONL 24

<u>TGA анализа</u>

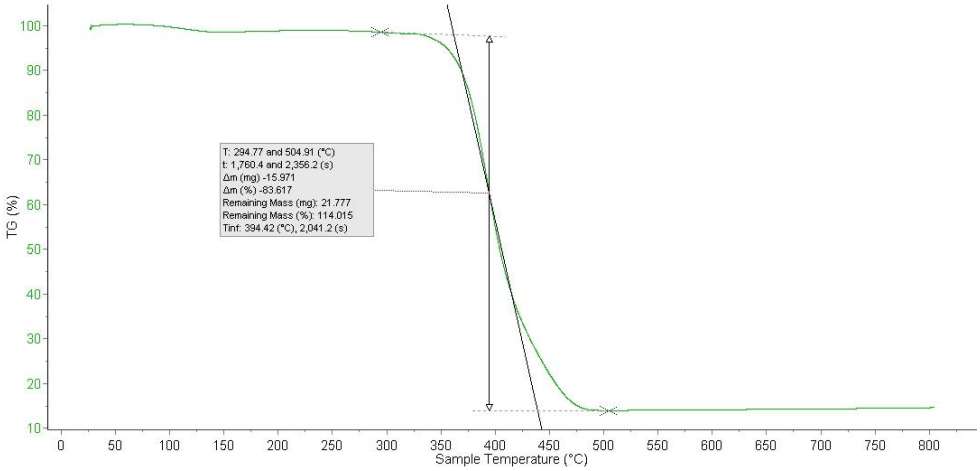
Резултатите од TGA анализата претставени се во табела бр. 14. Вредностите за температурата на термичка деструкција - Td, на испитуваните ластици отчитани се од термограмите претставени на фотографиите бр. од 39 до 50. Од добиените податоци, се гледа дека ластиците без латекс покажуваат повисоки температури на термичка деструкција, но и повисок масен остаток. Исто така, се забележува дека сите латекс ластици започнуваат да се разградуваат на температура од 393 или 394 степени, додека сите ластици без латекс имаат два нагиба и имаат Td од 450 до 460 степени. Генерално, сите ластици комплетно се разградуваат на температура над 500 ºC со прилично различен масен остаток кој варира од 5 до 50 %.

Табела бр. 23. Температура на термичка деструкција добиени од TGA термограмите

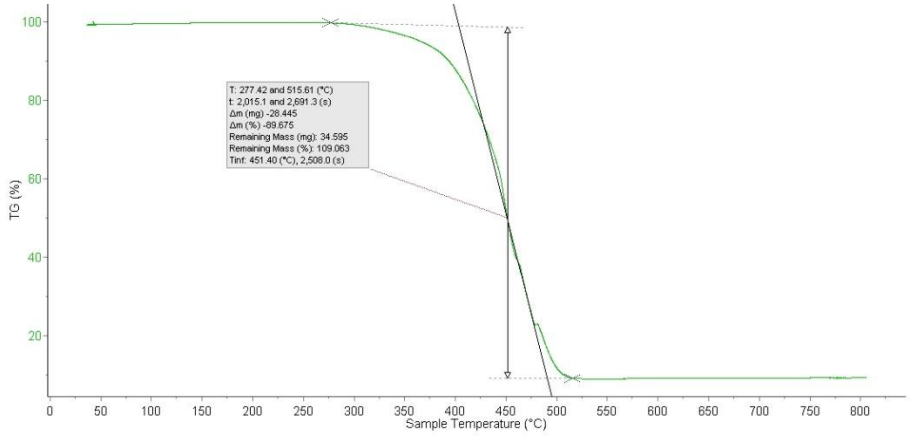
Примерок	*Td* [ºC]	Масен остаток [%]
FL X	393.9	2.2 %
FL 24	394.4	15 %
FNL X	452.4	10 %
FNL 24	462.0	5 %
DL X	394.1	5.2 %
DL 24	394.0	11 %
DNL X	359.0 / 458.0	28 %
DNL 24	430.5 / 456.0	54 %
AOL X	393.7	11 %
AOL 24	394.7	10 %
AONL X	370.5 / 463.1	17 %
AONL 24	447.0	15 %



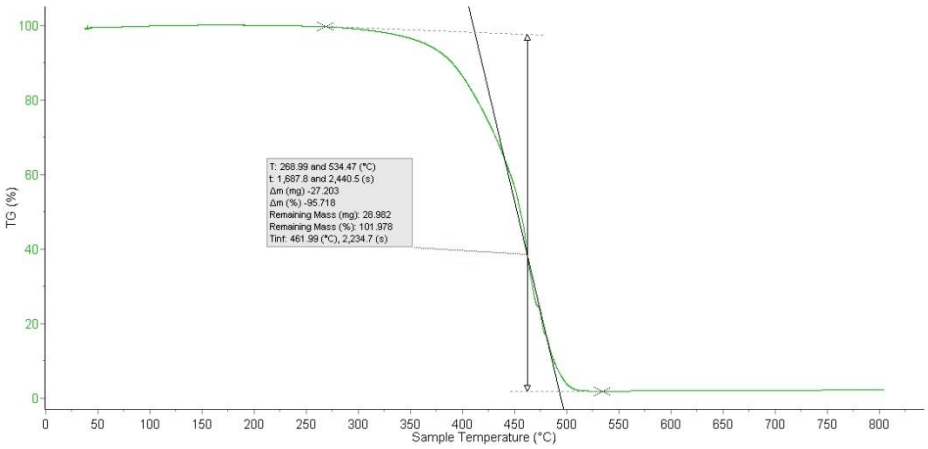
Фотографија бр. 39. TGA термограм за FL X



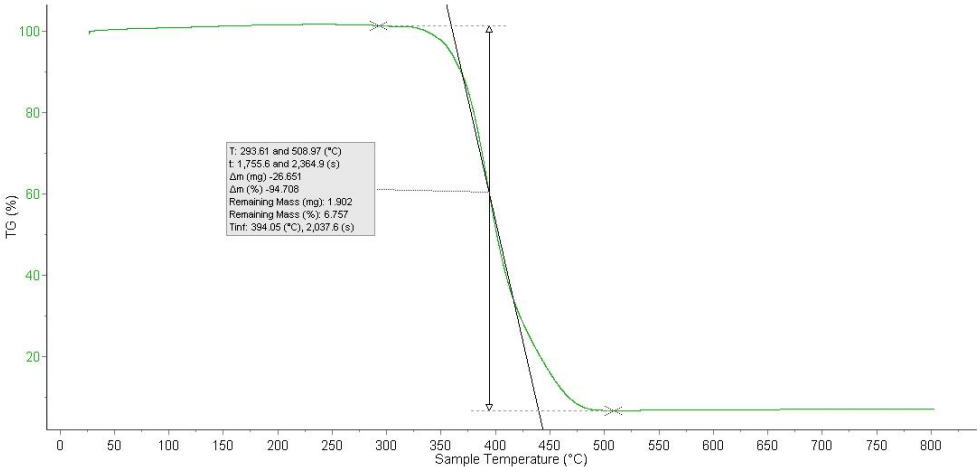
Фотографија бр. 40. TGA термограм за FL 24



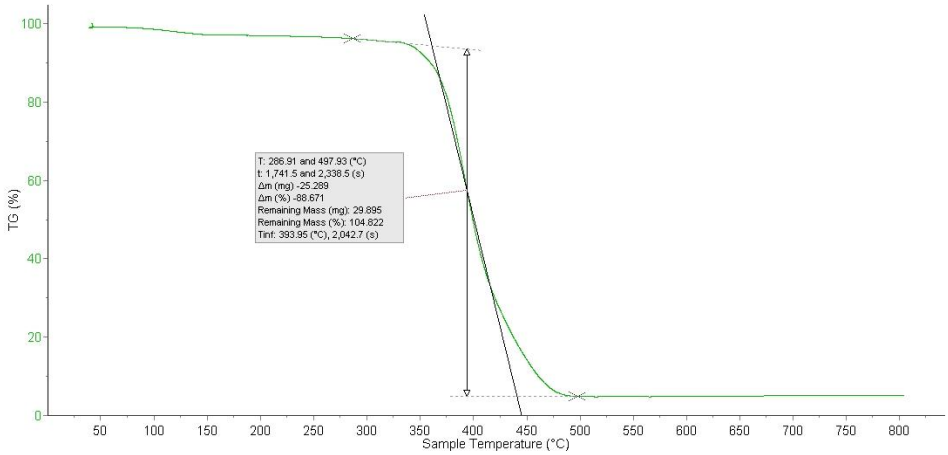
Фотографија бр. 41. TGA термограм за FNL X



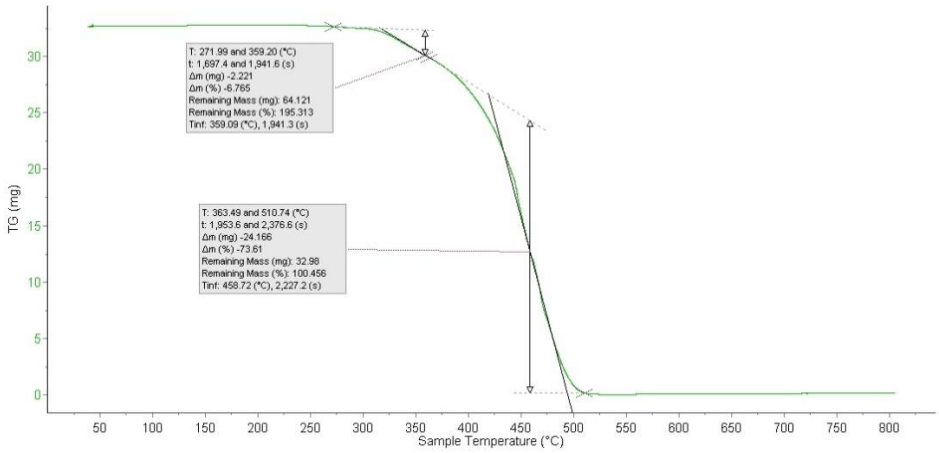
Фотографија бр. 42. TGA термограм за FNL 24



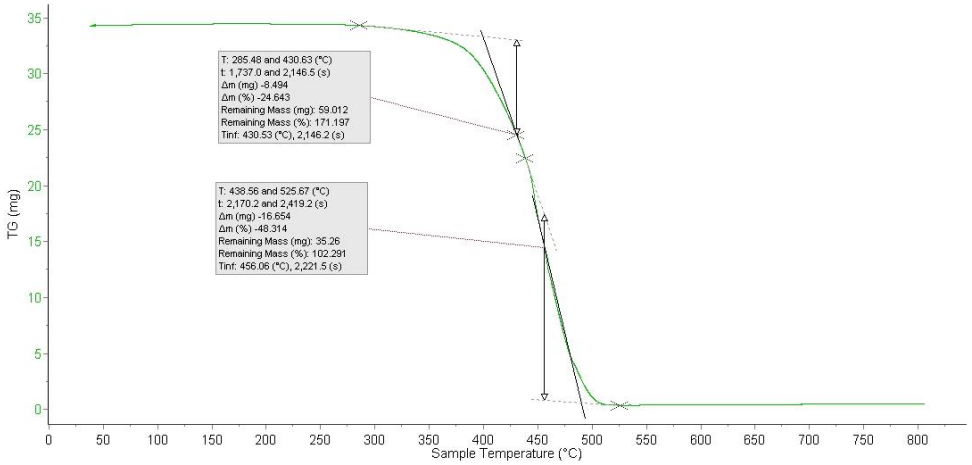
Фотографија бр. 43. TGA термограм за DL X



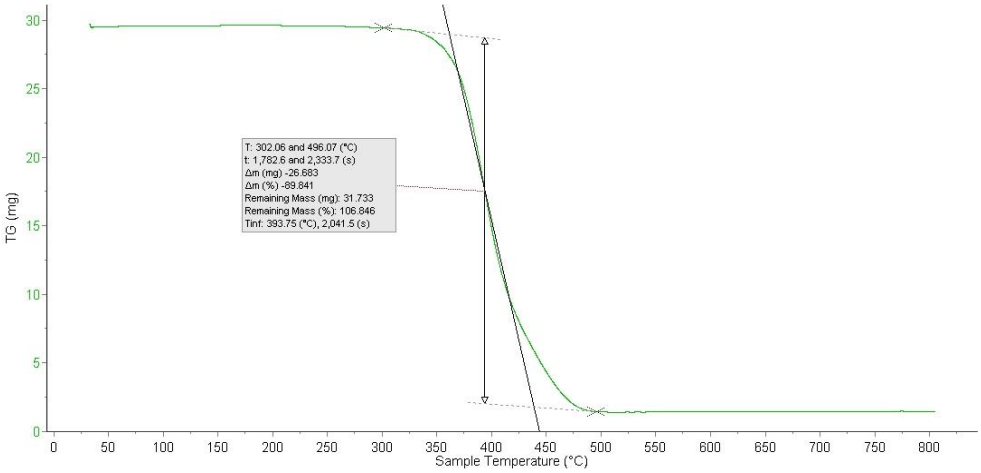
Фотографија бр. 44. TGA термограм за DL 24



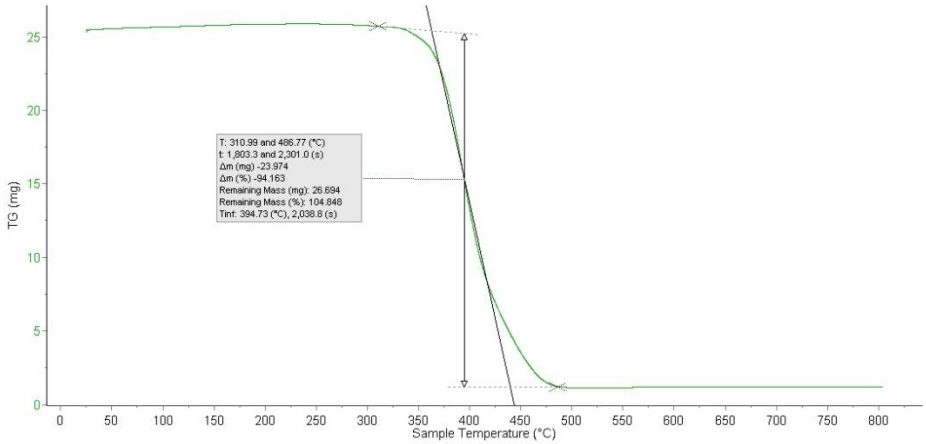
Фотографија бр. 45. TGA термограм за DNL X



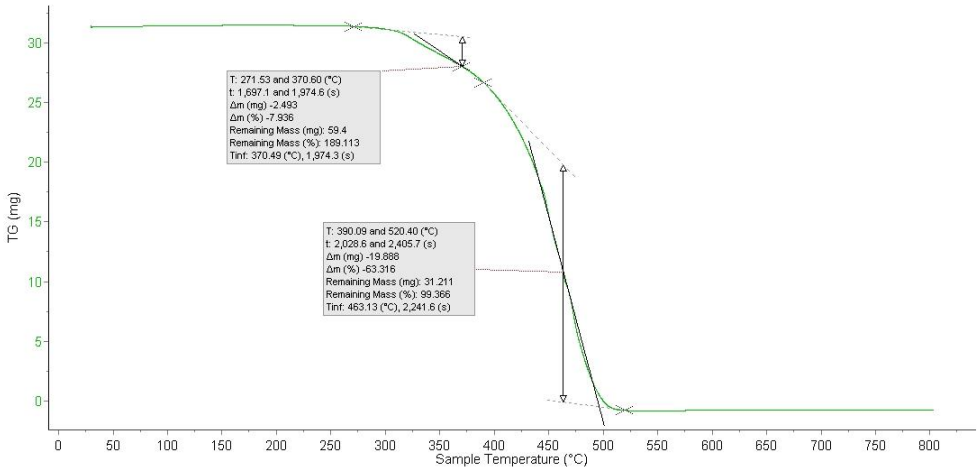
Фотографија бр. 46. TGA термограм за DNL 24



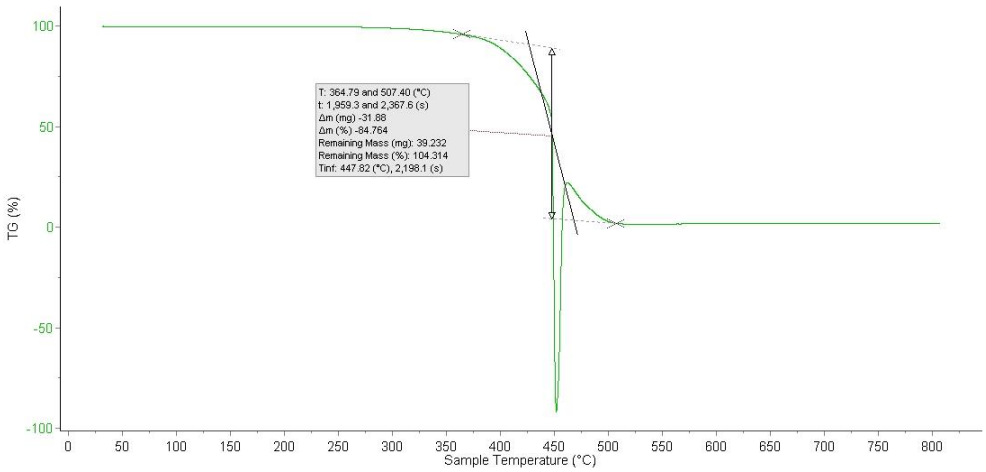
Фотографија бр. 47. TGA термограм за AOL X



Ффотографија бр. 48. TGA термограм за AOL 24



Фотографија бр. 49. TGA термограм за AONL X



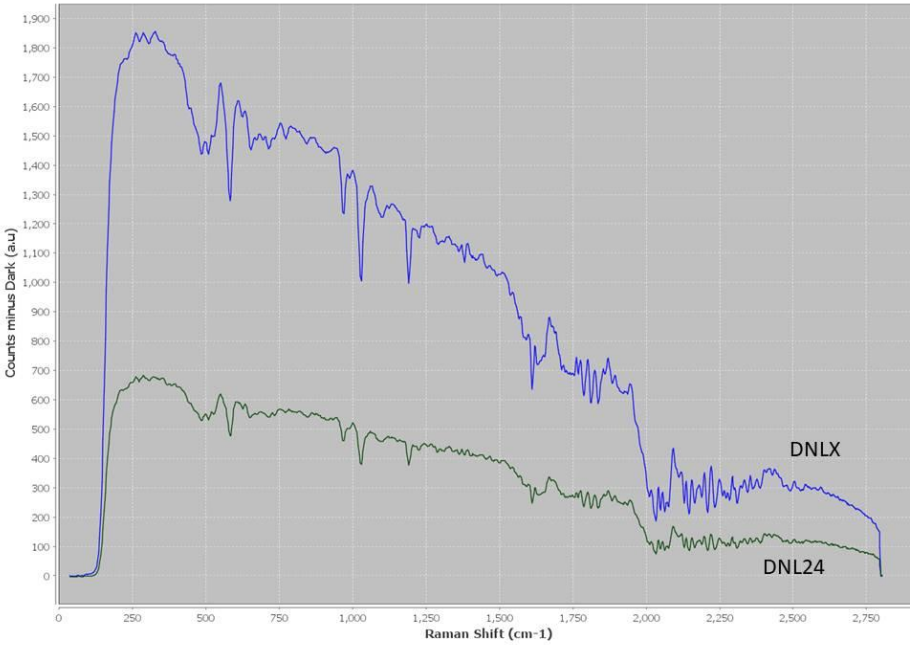
Фотографија бр. 50. TGA термограм за AONL 24

Раман анализа

На фото. бр. од 51 до 56 претставени се споредбите на Раман спектрите на соодветните комбинации од ластици.



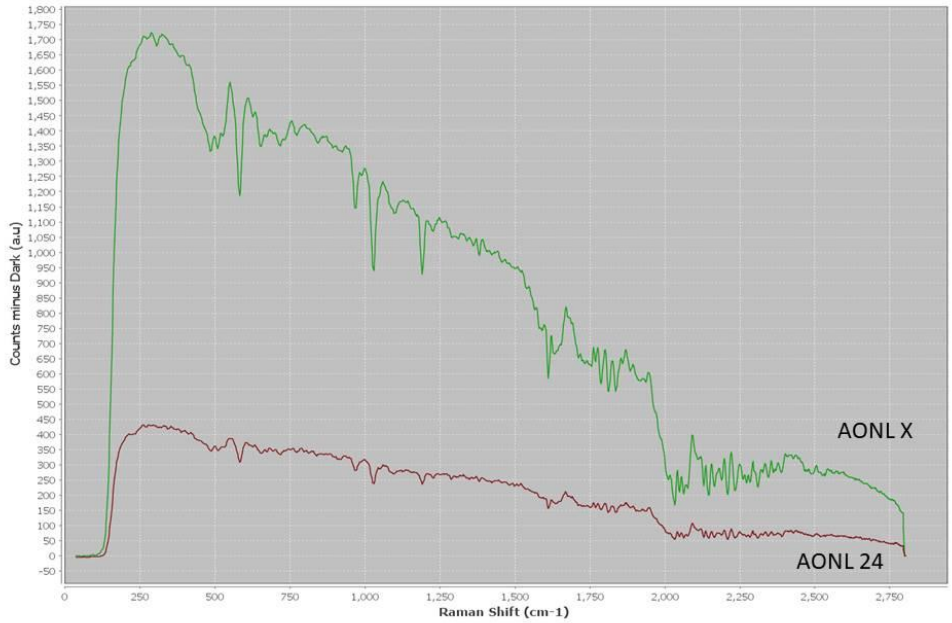
Фотографија бр. 51. Раман спектри на AOL X , AOL24



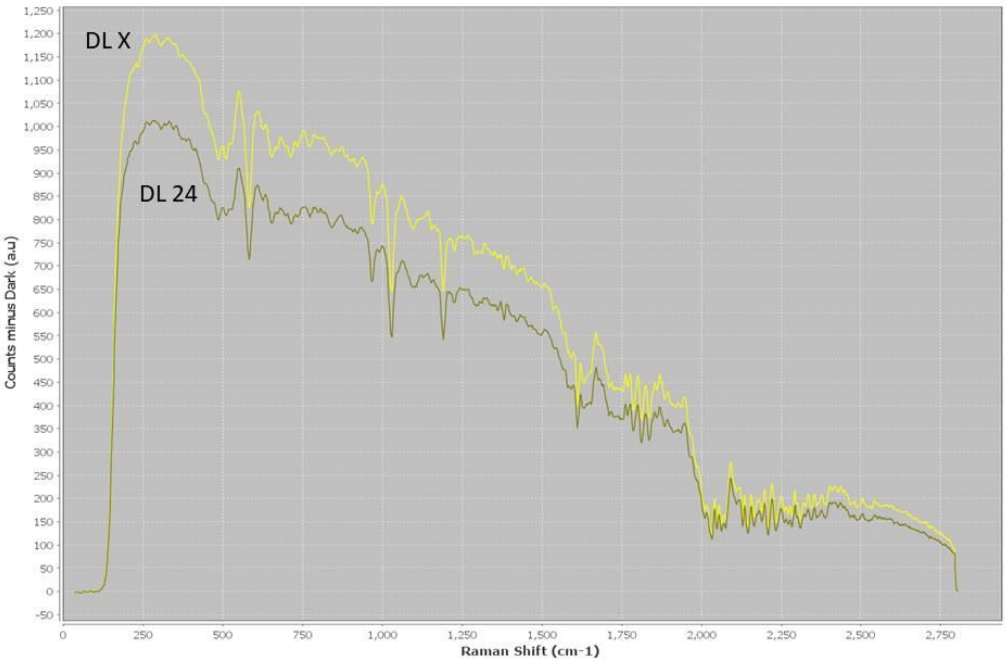
Фотографија бр. 52. Раман спектри на DNL X , DNL24



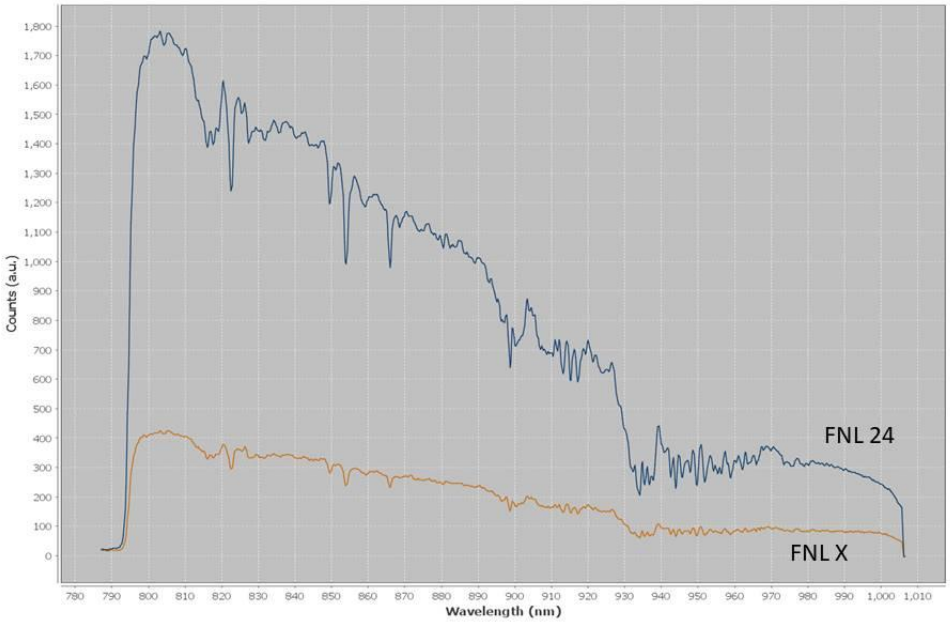
Фотографија бр. 53. Раман спектри на FL X , FL24



Фотографија бр. 54. Раман спектри на AONL X , AONL 24



Фотографија бр. 55. Раман спектри на DL X , DL24



Фотографија бр. 56. Раман спектри на FNL X, FNL 24

Споредбата на карактеристичните пикови пред и по третман во водена бања од 24 часа покажа дека кај ластиците AOL, AONL, DNL доаѓа до намалување на интензитетот на карактеристичните пикови веројатно како резултат од промена на подвижноста на полимерните макромолекули. Ова особено е силно изразено кај ластикот тип AONL. Од оваа појава, отстапуваат примероците FL и DL. Кај ластикот тип FL нема никакво влијание и промена на карактеристичните пикови, речиси се совпаѓаат. Кај ластикот FNL регистрирана е обратна појава т.е. пиковите се поинтензивни по третман во воденатa бања и малку поместени брановите должини на пиковите. И оваа промена е резултат од различната подвижност на полимерните макромолекули.

Кај сите анализирани ластици, пред и по третман во водена бања нема појава на нови ленти што укажува на фактот дека нема хемиски промени во структурата на ластиците предизвикани од евентуална реакција во испитуваниот медиум.

6. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИТЕ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ

Без сомнение, интермаксиларните ластици се од голема важност при ортодонтскиот третман поради нивната широка можност и разновидност на биомеханичка примена.
Сепак, клинички е најважно да се има темелно познавање на посакуваните и можните негативни ефекти поврзани со биомеханиката на ластиците за да се добијат резултати како што е планирано и посакувано од ортодонтот.

Низ годините, многу автори направиле истражувања за начинот како да ги подобрат карактеристиките на ластиците, за да даваат подобри и поточни резултати за одредениот тип избор. Со нашето истражување тестиравме неколку особини кои се од огромна важност за резултатите од терапијата со ластиците меѓутоа и за начинот како ортодонтите ќе ги користат, така што советите кои ќе им бидат пренесени на пациентите ќе бидат поблиску до идеалниот начин на нивно носење и менување.

Есенцијалната разлика помеѓу ин-виво и ин-витро студиите е дека ин-виво студиите, во голема мера, зависат од соработката на пациентите и начинот како тие ракуваат со ластиците. Со ин-витро студиите, иако секогаш борбата е да се реплицираат ин-виво условите, добиваме поточни резултати во поглед на реакцијата на самите материјали врз тестирањата. Тоа беше и клучен момент да се одлучиме за ин-витро студија за да добиеме точни параметри и одговори за промените кои настануваат во ластиците.

Во нашата студија беа вклучени латекс и без латекс ластици од 3 различни производители (American Orthodontics, Dentaurum и Forestadent) со ист дијаметар 4,8 mm и средна сила од 128 gr. Тестирањата беа направени во 4 различни временски интервали (0 ч., 12 ч., 24 ч. и 48 ч.). Вкупно беа тестирани 240 ластици, по 10 за секоја група.

Испитувањето покажа дека без разлика за кој производител станува збор, начинот како ластиците реагираат при замор во одредена средина и времетраење е ист. Најголемото ослабнување на силата настанува во првите 12 ч. кај двата типа ластици од сите производители. Исто така, јасно е дека латекс ластиците покажуваат тенденција за одржување на нивната сила во подолг период, податок кој ни дава до знаење дека таа група ластици дава оптимални резултати до 24 ч., за разлика од без латекс ластиците кои даваат

оптимални резултати до 12 ч. носење. По 24 ч., кај двете групи ластици се забележува тенденција за зголемување на силата, што укажува на промени во хемиската верига на составот на ластиците и губење на еластицитетот, како и зголемување на укрутувањето, при што деформациите во површината на ластиците е појасна во микроскопско ниво, а можностите за кинење се поголеми.

Во поглед на различните производители, сите ластици иницијално покажуваат поголеми сили од декларираните. Производителот Dentaurum покажува незначајно малку повисоки вредности и стабилност од другите производители.

Најголемиот број студии направени на оваа тематика испитувале ластици од 4.8 mm кои, исто така, се и најкористени ластици во ортодонтската пракса.

Неколку студии ги истражуваа својствата и перформансите на ортодонтските ластици, особено во однос на нивните карактеристики на деградација на силата.

Castroflorio и сор.[50].го истражувале ефектот на ластици со различни димензии и јачини за корекција на малоклузија II класа, конкретно оценувајќи го меѓузабното растојание. Нивните наоди укажуваат на значително несогласување помеѓу декларираните сили од производителите и реалните сили што ги применуваат ластиците, при што сите тестирани ластици покажале деградација на силата. Студијата ги идентификуваше ластиците со дијаметар од 4.8 mm и 128 gr. (3/16" 4.5 oz) со средна сила како најсоодветни и кои покажале минимална деградација и конзистентност со декларираните вредности на силата. Овие наоди целосно кореспондираат со нашите резултати, каде исто така, утврдивме дека иницијалните сили систематски ја надминуваат декларираната вредност од 128 gr., а дијаметарот од 4.8 mm клинички е практичен и широко применуван. Дополнително, и кај нас се потврди значајна деградација во првите часови, што ја поддржува идејата дека ортодонтот мора да смета на реално висока почетна сила која релативно брзо опаѓа до поодржлив и биолошки прифатлив опсег.

Влијанието на условите на околината врз перформансите на ластиците беше испитувано и од Wang и сор.[47] кои ја испитувале деградацијата на силата на латекс ластици од 4.8 mm, како во клинички (ин-виво), така и во ин-витро услови. Ин-витро условите

вклучуваа сува и влажна средина со вештачка плунка за контролната група. Резултатите откриј поголема деградација на силата во ин-виво компонентата и во присуство на вештачка плунка (61%-71% преостаната сила од иницијалната) во споредба со сувата средина (86% преостаната сила од иницијалната). Ова сугерира дека деградацијата на силата на ластиците е високо зависна од околните услови. Нашата студија, иако ин-витро, покажува јасна временска зависност на деградацијата, со најголем пад на силата во првите 12 часа, што е конзистентно со нивниот модел на „брза почетна деградација“. Иако не ги реплицираме директно ин-виво условите, логично е да се претпостави дека во реална орална средина, падот на силата би бил уште поинтензивен, што ја зајакнува препораката за редовна и доволно честа замена на ластиците.

Понатамошните истражувања од Gioka и сор.[54] се фокусираа врз деградацијата на силата на латекс ластиците во интервали од 24 часа. Оваа студија покажа дека латекс ластиците конзистентно прикажуваат намалување од 25% од нивната почетна јачина, при што најзначајната деградација се случува во првите 3-5 часа, без оглед на големината на ластикот, производителот или нивото на силата. Нашите резултати ја потврдуваат оваа брза почетна фаза на деградација, иако мерењата кај нас се на 12 часа, 24 и 48 часа. Фактот што веќе по 12 часа имаме значајно намалени вредности во споредба со 0-тиот час ја потврдува претпоставката дека најголемиот дел од деградацијата се одвива во првите неколку часа, по што кривата се израмнува. Ова говори дека нашите наоди се квалитативно во склад со моделот предложен од Gioka и сор.

Dubovská и сор.[3] спроведоа компаративна студија на пет различни производители на латекс ластици со големина од 4.8 mm и средна сила. Силите беа мерени во временски интервали од 0, 2, 8, 24 и 48 часа, при што ластиците беа поставени на 3Д принтани држачи. Најголемата деградација на силата беше забележана во првите два часа. Во период од 24 часа, деградацијата на силата се движеше од 20% до 33% кај сите производители. Авторите ја нагласија важноста ортодонтите да бидат свесни за почетните податоци на производите и препорачаа директно мерење на силата ин-ситу со динамометар пред нивната примена во клиничката пракса. Нашата студија која, исто така, вклучува American Orthodontics, Dentaurum и Forestadent, потврдува дека постојат разлики меѓу производителите, при што Dentaurum покажува незначајно поголема стабилност во задржувањето на силата. Слични

податоци добиле и Qodcieh и сор.[96] во нивното ин-виво испитување на латекс интермаксиларни ластици, при што установиле дека најголемиот дел од деградацијата на силата се случува на самиот почеток на носењето. Забележан е брз почетен пад, по што следи постепена и постабилна фаза на намалување на силата. Ова, во голема мера, ја следи биомеханичката шема која ја покажуваат и ин-витро студиите, но со уште поизразена динамика, што ја нагласува потребата од редовна и честа замена на ластиците во клиничка пракса.

Деградацијата на без латекс ластиците беше испитувана и од Alavi и сор.[58] кои испитуваа три различни производители во влажна средина со вештачка плунка под статички услови во текот на 24 часа. Беше забележана статистички значајна разлика ($p<0.001$) помеѓу брендовите. Сите примероци покажаа губење на силата: 4-7.5% по еден час и 19-38% по 24 часа. Редоследот на деградација на силата во текот на 24 часа беше Foresta dent > Dentaurum > Ortho-Technology. Врз основа на овие наоди, и земајќи ги предвид почетната сила и процентот на деградација, беше предложено без латекс ластиците да се менуваат неколку пати дневно. Нашите резултати се во целосна согласност со овие препораки бидејќи покажуваат дека без латекс ластиците имаат пократок „оптимален“ период на носење, до околу 12 часа, по што силата станува значително деградирана и непредвидлива. Така, поддржуваме клиничка препорака за почеста замена на без латекс ластиците, особено кај пациенти со докажана алергија на латекс, кај кои без латекс варијантата е единствена опција.

Vieira и сор.[64] ја испитуваа разликата помеѓу латекс и без латекс ластици од ист производител (Dental Morelli®) со различни дијаметри (3,2 mm, 4,8 mm, 6,4 mm и 8 mm). Тие беа тестирани во дестилирана вода на константна температура. Мерењето на силата вклучуваше истегнување на ластиците преку шест прогресивни зголемувања од нивниот дијаметар во период од 72 часа. Иако без латекс ластиците првично покажаа повисоки сили, нивната деградација на силата беше значително поголема во споредба со латекс ластиците, кои покажаа постабилни резултати на задржување на силата во текот на студискиот период. Следствено, беше препорачано без латекс ластиците почесто да се менуваат. Нашите податоци се во согласност со овие наоди: без латекс групата кај нас, исто така, покажа побрза и поизразена деградација, што нè доведува до истиот практичен заклучок: без латекс

ластиците бараат почеста замена, додека латекс ластиците се посоодветни за 24-часовен режим на носење.

Moncayo и сор.[65] спроведоа слично испитување со латекс и без латекс ластици од истиот производител (Forestadent® FOR Elastics-Fruit-Line intraoral [Ref. 650-1022, 650-4022], Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, Germany). Студијата беше симулирана ин-витро анализа во вештачка плунка во текот на 24 часа, со мерења на силата во интервали од 0, 6, 12, 18 и 24 часа. Нивните резултати се совпаѓаат со претходните наоди, покажувајќи дека латекс ластиците демонстрирале помала деградација на силата (8.7% за латекс наспроти 9.3% за без латекс ластици во текот на 24 часа), при што најзначајното ослабнување се случило во првите 6 часа кај двете испитувани групи. Бидејќи и во нашата студија е вклучен Forestadent, можеме да кажеме дека трендот на подобро задржување на силата кај латекс варијантата се повторува и кај нас, иако нашите интервали се 12, 24 и 48 часа. Фактот дека најголемото ослабнување се случува во првите часови, тоа е во согласност и со нашиот резултат дека падот до 12 часа е најизразен. Слични резултати добива и Bertoncini[97] со соработници во нивната ин-витро студија. Овие резултати ја истакнуваат значајната улога на материјалниот состав во одредувањето на биомеханичката сигурност и клиничката прогноза на ластиците.

Ardani и сор.[59] испитуваа латекс и без латекс ластици од два производители, American Orthodontics и Ortho Technology, со дијаметар од 3,2 mm и 4,8 mm. Тестирањата беа спроведени во вештачка плунка (pH 6.7) во текот на 48 часа, со мерења во интервали од 0, 1, 3, 6, 12, 24 и 48 часа. Дополнително, ластиците беа анализирани со FTIR и EDX за да се испитаат нивната структура на хемиски врски и елементарниот состав. Резултатите покажаа сигнификантна разлика во деградацијата на силата помеѓу латекс и без латекс ластиците во текот на првите 24 часа, но без позначајна разлика во периодот од 24 до 48 часа. Без латекс ластиците покажале поголема деградација на силата. EDX анализата на без латекс ластиците од двата производители и латекс ластиците од OT откри поголемо присуство на јаглерод (C), додека пак латекс ластиците од AO покажаа поголемо присуство на алуминиум. Нашите резултати за American Orthodontics го следат истиот образец – без латекс ластиците деградираат побрзо, додека латекс ластиците, иако не се имуни на опаѓање

на силата, имаат порамномерно однесување. Ова ги зацврстува нашите препораки за внимателно следење и почеста замена на без латекс ластиците.

López и сор.[60] исто така, ги испитувале латекс и без латекс ластиците од два производители, GAC и Lancer Orthodontics. Студијата вклучи континуирано истегнување до три пати од нивниот дијаметар од 1/4", со мерења во интервали од 5 секунди, 8 и 24 часа, во сува и влажна средина. И двата производители покажаа посилни иницијални сили од декларираните. Во влажна средина, деградацијата на силата беше поизразена. Во однос на составот на материјалот, без латекс ластиците од Lancer Orthodontics во сува средина покажаа поголема деградација на силата, додека производителот GAC генерално демонстрираше послаби резултати. И ние во нашето истражување забележавме иницијални сили значајно повисоки од 128 gr. и конзистентна деградација со време. Иако нашето тестирање е ин-витро, констатацијата дека реалните сили систематски ја надминуваат декларираната вредност е заедничка, што укажува дека клиничарите не треба слепо да се потпираат врз фабричките ознаки, туку да имаат критички пристап кон нив.

Kersey и сор.[66] испитувале латекс и без латекс ластици од истиот производител (American Orthodontics 6.4 mm, 128 gr.). Студијата вклучи циклично истегнување (19.05 mm–43.75 mm) и статичка позиција на истегнување (19.05 mm), со мерења на силата во текот на 24 часа, во интервали од 30 минути, 1, 1.5, 2, 4, 8, 16 и 24 часа. Двете групи покажаа слични почетни сили, но пониски од декларираните. Цикличното истегнување резултираше со поголема деградација на силата во првите 30 минути. За временските интервали од 4, 8 и 24 часа, цикличното истегнување покажа деградација на силата од 77%, 76% и 75% за латекс ластиците, и 65%, 63% и 53% за без латекс ластиците, соодветно. За статички испитуваните ластици, деградацијата на силата беше 87%, 85% и 83% за латекс ластиците, и 83%, 78% и 69% за без латекс ластиците во истите временски интервали. Овој резултат е во постојана врска со нашите наоди. Иако нашето тестирање е статичко (ин-витро), и кај нас беше забележана најголема деградација во првите 12 часа, што сугерира дека во реалната средина, каде постојат циклични оптоварувања, падот на силата би бил уште поизразен. Дополнително, заклучокот дека без латекс групата има послаба стабилност во однос на латекс е целосно усогласен со нашите резултати. Кај нас, исто така, без латексната

група се покажа како материјал со поинтензивно и понепредвидливо ослабнување на силата, што ја намалува неговата клиничка „ефективна“ трајност.

Латекс и без латекс ластици со димензија 4.8 mm од American Orthodontics испитувале и Notarberto и сор.[2] Студијата траела 24 часа, со мерења во интервали од 0, 1, 3, 12 и 24 часа. Ластиците биле поставени во када со дестилирана вода на растојание од 25 mm, што е избрано како просечно растојание при говорење и јадење. Според нивните резултати, иницијалната сила кај без латекс ластиците била малку повисока од латекс ластиците. Сепак, деградацијата на силата во текот на 24 часа била поголема кај без латекс ластиците, додека латекс ластиците покажале постабилни резултати за време на експериментот. Врз основа на овие наоди, се сугерира почеста замена на без латекс ластиците. Овој тренд е идентичен со тоа што го забележавме и кај нашите испитувани групи.

Leao Filho и сор.[61] во нивната ин-витро студија, испитувале интермаксиларни ластици од TP Orthodontics со дијаметар 6.4 mm истегнати на растојание од 26 mm. Овие ластици биле потопени во шест различни пијалаци и вештачка плунка (како контрола). Периодот на потопување се одвивал во пет циклуси (Т). Потопувањето во Т1 и Т2 траело по 15 минути, проследено со 3 минути потопување во вештачка плунка и мерење на силата помеѓу секој циклус. Т3, Т4 и Т5 траеле по 30 минути, со исто така 3 минути потопување во вештачка плунка по секој циклус. Според нивните резултати, најголемото ослабнување на силата настанало во почетниот стадиум кај сите групи, со константно ослабнување во текот на целиот експеримент. Хемиската природа на различните пијалаци не покажала сигнификантно влијание врз ослабнувањето на силата на интермаксиларните ластици.

Ajami и сор.[53] ги испитувале латекс интермаксиларните ластици од 3-M Unitek, со димензија 4.8 mm и сила од 128 gr., истегнати во држач на растојание од 25 mm, во вештачка плунка со различна pH-вредност. Едната група била изложена на pH 5 и 7, додека другата група, исто така, изложена на pH 5 и 7, имала дополнително намалување на pH до 4 за времетраење од 10 минути на секои 120 минути, во првата и третата четвртина од 48-часовниот експеримент. Интеракцијата на pH и времето на мерење, анализирана со RMANOVA, не покажала сигнификантна разлика, освен во интервалот од 36 часа.

Латекс и без латекс ластиците од American Orthodontics, истегнати на постојано растојание од 15 mm, во времетраење од 12 часа и со мерења во интервали од 4, 8 и 12 часа, потопени во вештачка плунка со различна pH-вредност (5, 6, 7.5), ги испитувале и Sauget и сор.[21] Не била пронајдена сигнификантна значајност во тринасочната интеракција помеѓу групите, pH и времето, како ни во интеракцијата помеѓу групите според pH. Сепак, pH во интеракција со времето и интеракциите од групите со времето покажале сигнификантна значајност. Ова укажува дека времето е најважниот фактор за ослабнувањето на силите кај интермаксиларните ластици.

Lacerda dos Santos и сор.[92] исто така, го испитувале влијанието на pH врз ослабнувањето на силата кај интермаксиларните латекс и без латекс ластици. Во нивната студија биле употребени ластици од American Orthodontics со дијаметар од 4.8 mm и сила од 184 gr., истегнати на растојание од 15 mm и со мерења на силата во интервали од 1, 6, 12 и 24 часа, потопени во вештачка плунка со pH 5, 6 и 7.5. Добиени се исти резултати како во претходната студија на Sauget и сор., каде pH нема сигнификантна значајност во ослабнувањето на силата на ластиците. Сепак, пронајдени се сигнификантни разлики само во интеракција со времето, што води до истиот заклучок дека времето е најважниот фактор во ослабнувањето на силата на ластиците.

Деградацијата на силата на ластици со дијаметар 4.8 mm носени билатерално кај 20 пациенти со II класа малоклузија, во различни временски интервали на носење: 1 час, 12 часа, 24 часа и 48 часа била испитувана и од Nitrini и сор.[57] За целата студија биле употребени 200 ластици, по 40 за секој временски интервал, а потоа биле тестирани во универзална машина за тестирање, истегнати со брзина од 30 mm/min, при што силата била оценета при истегнувања од 15, 20, 25 и 30 mm. Силата на деградација била споредена во четирите различни времиња на употреба и контрола со еднонасочна ANOVA (анализа на варијанса) и Tukey тестови. Според нивните резултати, постојат значајни разлики меѓу групите во сите оценети истегнувања (15, 20, 25 и 30 mm). Контролните ластици покажале повисоки просечни сили, нумерички и статистички значајни за сите тестирани времиња, освен за ластиците што се користеле во временскиот период од 1 час. Ластиците што се користеле 1, 12 и 24 часа имале слични сили меѓу себе, со значајна разлика во однос на ластиците што се користеле 48 часа. Затоа, според оваа студија, авторите препорачуваат

ластиците да се менуваат на секои 24 часа. Нашите резултати го следат овој модел, само со уште појасни разлики:

- од 0 до 12 часа се случува најголемиот пад,
- од 12 до 24 часа – многу мал пад,
- 48 часа – материјалот станува нестабилен, со знаци на укрутеност и микропукнатини.

Matheus Melo Pithon и сор. [31] ја испитувале деградацијата на силата на латекс и без латекс ластици во различни временски интервали. Биле користени ластици со различни дијаметри, (3.2 mm, 6.4 mm и 8 mm) кои биле поставени растегнати во калапи, а силата била измерени во временски интервали од 0 часа, 12 часа и 24 часа. Во нивната студија, ластиците со и без латекс покажале трајна деформација и зголемување на внатрешниот дијаметар во текот на целиот период. Ластиците со латекс, со дијаметар од 1/8″ (3,2 mm), издржале повисоки нивоа на сила од тие без латекс. Ластиците со дијаметар од 1/4″ (6,4 mm) и 5/16″ (8 mm) без латекс издржале повисоки нивоа на сила на 0 и 12 часа во споредба со тие со латекс. На крајот од експериментот (24 часа), не била забележана значајна разлика помеѓу ластиците. Според нивните резултати, латекс ластиците со дијаметар од 3.2 mm издржале повисоко ниво на конечна сила од соодветниот тип без латекс. Ластиците 4.8 mm и 6.4 mm со и без латекс не се разликувале на крајот од периодот на евалуација. Иако во нашата студија користевме ластици исклучиво со 4.8 mm, забележуваме слична динамика:

- латекс групата кај нас ја задржува силата подобро до 24 часа,
- без латекс групата ја губи повеќе,
- по 24 часа кај двете групи започнува структурна промена (укрутеност).

Овој паралелизам покажува дека и во други дијаметри механичката разлика помеѓу латекс и без латекс се одржува во првите 24 часа, што ја засилува доверливоста на нашите наоди.

Kardach и сор.[1] ја испитувале деградацијата на силата на латекс ластици од еден производител со различен дијаметар (4.8 mm, 6.4 mm и 8 mm) и иста сила од 128 gr., во различни временски интервали (0 часа, 3 часа, 12 часа и 24 часа). Истиот процес бил извршен како во сува, така и во влажна средина (вештачка плунка). Ластиците биле

поставени во плексиглас плочки со метални куки поставени на одредени растојанија (14.4 mm, 19.2 mm, 23.7 mm), кои биле еднакви на три пати од дијаметарот на секој ластик. Силата била мерена со аналоген динамометар Streit Diagnostics Correx 250 g. Само по 3 часа било забележано намалување на силата помеѓу 6.07% и 8.75%. Најголемото губење на силата, помеѓу 13.61% и 16.13%, било измерено по 24 часа. Во споредба со сувата средина, во вештачката плунка забележано е уште позначајно намалување на силата. По првите 3 часа, губењето на силата било помеѓу 4.99% и 9.22%. Најголемото намалување на силата е забележано по 24 часа и е за 5% повисоко во споредба со сувата средина. Според оваа студија, средината со вештачка плунка и времето на изложеност имаат негативен ефект врз својствата на ластиците. Авторите предлагаат, за да се одржи ефективната ортодонтска цврстина на ластиците, тие да се менуваат на секои 12 часа. Кај нас падот во првите 12 часа е драматичен, што делумно се должи на тоа што ние ги вклучивме и без латекс варијантите. Латекс ластиците кај нас покажаа стабилен профил до 24 часа, но со поголем процент пад од тие во студијата на Kardach, што може да се должи на разлики во:

- производителите (3 кај нас),
- составот на латексот,
- прецизните лабораториски услови,
- почетните нивоа на сила (повисоки во нашето истражување).

И покрај разликите во процентите, образецот е ист:
брза почетна деградација → стабилизација → понатамошно намалување/деформација.

Fernandes и сор.[62] спровеле испитување на деградацијата на силата кај латекс ластици од различни производители и дијаметри, подложени на статичко тестирање на истегнување во суви и влажни услови. Во студијата биле користени 1080 примероци, вклучувајќи по 15 ластици од American Orthodontics, TP и Morelli Orthodontics. Тестирани биле еквивалентни производи со средна сила и големина на лумен од 4.8 mm, 6.4 mm и 8 mm од секој производител. Бил дизајниран апарат за симулирање орални средини за време на истегнувањето на ластиците. Силите биле мерени по периоди од 1, 3, 6, 12 и 24 часа со помош на машина за тестирање Emic, со брзина на вкрстена глава од 30 mm/min и ќелија за оптоварување од 20 N. За идентификување на статистичката значајност биле користени

тестовите Kruskal-Wallis и Dunn. Забележани се статистички разлики помеѓу AO и другите брендови за сите периоди на тестирање. Значајни варијации во механичките својства забележани се и кај латексните ластици од Morelli. Односите меѓу оптоварувањата во временскиот период од 0 часа биле следниве: Morelli > AO > TP за 4.8 mm ластици (P=0.016) 6.4 mm ластици (P=0.016) и 7.94 mm ластици (P=0.087). Значајни разлики биле забележани и во деградацијата на силата кај ластиците од овие производители. Деградацијата на силата во текот на 24-часовниот временски период се одвивала по следниов редослед: AO > Morelli > TP за 4.8 mm ластици; AO > TP > Morelli за 6.4 mm ластици; и TP > AO > Morelli за 8 mm ластици. Моделот на намалување на силата покажал значително намалување на силите во текот на 0 до 3 часа, мало зголемување на вредностите на силата од 3 до 6 часа и прогресивно намалување на силата во текот на 6 до 24 часа. Совпаѓањето е во тоа што иницијалната сила не корелира нужно со стабилноста, а деградацијата има силен бренд-специфичен карактер.

Notarberto и сор.[15] спровеле ин-виво студија со цел да се процени деградацијата на силата на латекс и без латекс ортодонтски интраорални ластици во различни временски интервали. За оваа студија биле селектирани 15 пациенти со фиксна терапија при крај на нивната терапија, со просечна возраст од 20.16 години, без екстракции и со потреба за носење ластици од II или III класа. Биле употребени латекс и без латекс ластици, со измерени вредности во периоди од 0, 1, 3, 12 и 24 часа. Ластиците биле префрлени во машина за тестирање (EMIC DL-500 MF), а вредностите на силата биле забележани по истегнување на ластикот до должина од 25 mm. Во однос на почетните сили (време 0), вредностите на силата за без латекс ластиците биле малку повисоки отколку за латекс ластиците. Во последователните времиња, силите генерирани од латекс ластиците покажале повисоки вредности. На крајот од 24 часа, највисок процент на деградација на силата е забележан кај без латекс ластиците. Според авторите, латексните ластици имаат постабилно однесување во текот на периодот на проучување, во споредба со без латекс ластиците. Совпадливоста е висока, и овие резултати ја зајакнуваат клиничката препорака која произлегува и од нашето истражување: без латекс ластиците да се менуваат почесто (2–3 пати дневно), додека латекс ластиците можат да се менуваат еднаш дневно.

Patel и сор.[19] спровеле една од најдеталните ин-виво испитувања на деградацијата на силата на латекс и без латекс ластици при интрамаксиларна и интермаксиларна тракција со исто истегнување и во различни временски интервали. Биле вклучени 30 испитаници со дизајн на поделена уста, каде латекс ластиците (4.8 mm, 128 gr. средна сила) биле поставени на десната страна, а без латекс ластиците со иста големина и сила на левата страна, за интрамаксиларна и интермаксиларна тракција при исто истегнување (25 mm). На пациентите им било наложено да ги отстрануваат ластиците додека јадат за да се избегне повторено истегнување. Мерењата на силата биле направени со динамометар во 11 различни интервали (0, 1, 2, 3, 6, 9, 12, 24, 27, 30, 33, 36 часа). Резултатите покажале значајна разлика помеѓу латекс и без латекс ластиците. Деградацијата на силата на латекс и без латекс ластиците при интрамаксиларната тракција започнала на 9 часа ($p \leq 0.0001$), со 7% поголема загуба на сила кај без латекс ластиците, а за интермаксиларната тракција, деградацијата започнала на 6 часа ($p \leq 0.0001$), со 8% поголема загуба на сила кај без латекс ластиците. Немало значајна разлика помеѓу интрамаксиларните и интермаксиларните ластици. Без латекс ластиците покажале поголема загуба на сила од латекс ластиците. pH на плунката и ензимите, голтањето и зборувањето може да бидат фактори кои придонесуваат за деградација на силата. Нашите ин-витро резултати се компатибилни со овие наоди: и кај нас без латекс ластиците покажаа побрза деградација, што ја оправдува нивната поголема потреба за почеста замена.

Oliveira и сор.[34] испитувале латекс и без латекс ластици од различни производители: Dentaurum, Orthopli, Morelli и G&H, сите со иста големина од 4.8 mm. Ластиците биле истегнати на залепени брекети на држач на растојание од 20 mm, растојание кое е слично на тоа при терапија со ластици од II или III класа. Ластиците биле испитувани во различно времетраење од 0 часа, 24 часа, 72 часа и 504 часа. Примероците биле чувани во вештачка плунка на собна температура во текот на целиот експериментален период. Латекс ластиците покажале помала и порамномерна деформација од без латекс ластиците кои покажале поголема деградација во сите временски интервали ($p \leq 0.0001$). Брендот Morelli испорачал поголема сила од другите брендови и за латекс и за без латекс ластиците во сите временски интервали ($p \leq 0.05$). Латекс ластиците од G&H покажале поголема деградација на силата во споредба со другите брендови ($p \leq 0.05$). Евалуацијата на без латекс ластиците од

Dentaurum и Orthopli покажала поголема деградација ($p \leq 0.05$). Според оваа студија, без латекс ластиците покажале поголема деградација на силата од латекс ластиците. Кај латекс ластиците, G&H покажале поголема деградација на силата, а кај без латекс ластиците, произведените од Dentaurum и Orthopli имале најголема деградација.

Во 1996 година, Pilon и сор.[23] спровеле студија во која ин-витро испитувале шест типа латекс ластици со дијаметар од 4.8 mm, 6.4 mm и 9.4 mm, со различни сили од 60 gr. и 100 gr.. Ластиците биле истегнати на држач на растојание од 25 mm и биле поделени во четири групи: Група А била ставена во темна просторија со вештачка плунка; Група Б во дестилирана вода во темна просторија; Група В оставена на воздух под природна сончева светлина и Група Г на воздух во темница. Од секој тип ластици, во секоја група биле тестирани по 20 примероци. Мерењата на силата биле направени со калибриран динамометар на почетокот на експериментот и по 2, 5, 9, 15, 22 и 30 дена. За секој тип ластик, биле пресметани средната почетна сила и преостанатата сила. Пронајдена е голема варијација во почетните нивоа на сила кај ортодонтските ластици од ист тип. Кривите на распаѓање на силата покажале исти карактеристики за сите експериментални услови и за сите ластици. Брзото почетно намалување на силата проследено е со период на бавно распаѓање. Во текот на првите 2 дена, ластиците покажале просечно намалување на силата од 13% (опсег 8-19%) во „влажната“ средина за тестирање и просечно 5% (опсег 3-7%) во „сувата“ средина за тестирање. По 30 дена, почетните разлики помеѓу „влажната“ и „сувата“ средина за тестирање станале помали. Помеѓу 2 и 30 дена, ластиците растегнати на воздух на природна дневна светлина покажале просечно намалување на силата од 14%, што е повеќе од загубата од 9 до 10% во другите експериментални групи. Затоа, авторите препорачуваат резервите на ортодонтски ластици да се чуваат на темно место. Нивните резултати покажуваат дека ластиците треба да се растегнат пред клиничка употреба во случаи каде што се посакуваат константни нивоа на сила. Вообичаена практика е да се користат интермаксиларни ластици без претходно истегнување и да се менуваат секојдневно, што резултира со флуктуирачки сили со непозната големина. Ако нивоата на сила се критични, ластиците треба да се измерат пред клиничка употреба. Ако се посакуваат сили со константна магнитуда, ластиците треба претходно да се истегнат во вештачка плунка или дестилирана вода два дена. Потоа, тие произведуваат речиси константни нивоа

на сила, со бавно губење на силата од само 10% во текот на четири недели. Ова се совпаѓа со нашите резултати по 24–48 часа, каде забележавме укрутеност и микро-деформации, што сугерира дека во вистинска влажна средина (како кај Pilon) ситуацијата би била уште поизразена. Иако не истражувавме услови за складирање, нивниот наод за значајна варијабилност на иницијалната сила се совпаѓа со нашиот резултат дека сите производители го надминуваат номиналниот 128 gr.

Rahpeyma и сор.[4] спровеле студија дизајнирана да ги процени еластомерните својства на тешките латекс ластици со дебелина од 4.8 mm во услови слични на реалните фрактури на вилицата. Тие симулирале шинирање на вилицата и поставување на ластиците на растојание од 15-20 mm во статична положба, ставени во вештачка плунка на 37°C, со 10 термички циклуси на 24 часа од 55°C во времетраење од 30 секунди. Мерењето на силата на ластиците било направено со машина за тестирање Zwick на 0, 1 и 14 дена. Кривата на јакост-деформација била одредена за сите примероци за да се идентификува истегнувањето на силата на 15-20 mm. Просечната сила генерирана за ластиците по 1 ден инкубација во симулирана орална состојба (термички циклуси, температура и вградување вештачка плунка) на растојание од 15 mm била N, а за истегнување од 20 mm била N. Просечната сила генерирана за еластиците со горенаведените услови по четиринаесет дена била N за истегнување од 15 mm и N за истегнување од 20 mm. Просечното опаѓање на силата при истегнување од 15 mm значително се разликувало помеѓу 0-1 ден и 0-14 дена, но не се разликувало значително помеѓу 1-14 дена. Истата врска постои и за истегнување од 20 mm. Кај нас, силата се стабилизира по 12–24 часа, иако вознемирувачки е тоа што по 24 часа понекогаш се појавува парадоксално зголемување на силата (поради укрутеност). Тоа е феномен што Rahpeyma не го забележува бидејќи нивниот материјал е „heavy-duty“ латекс, и не опфаќа без латекс групи.

Shailaja и сор.[98] спровеле ин-витро студија за да го проценат влијанието на pH вредноста врз деградацијата на силата на интермаксиларните латекс и без латекс ластици во различни временски интервали, во влажна средина. Во студијата биле употребени три брендови на ластици, во латекс и без латекс варијанти. Ластиците биле поставени на три држачи од нерѓосувачки челик со 8 сета претходно одредени растојанија меѓу столбовите од 14.8 mm, 19.0 mm и 28.4 mm, што претставува 225%, 300% и 450% од почетната сила, при pH

вредности од 5, 6 и 7.5. За симулирање на оралната средина, бил користен инкубатор за регулирање на температурата на 37°C. Процентот на намалување на силата бил помал за без латекс ластиците при различни проценти на истегнување, во различни временски интервали и различни нивоа на pH-вредност, во споредба со латекс групата ластици. Деградацијата на силата била забележана во периодот од 3 до 12 часа, во споредба со периодот од 12 до 24 часа, без оглед на видовите ластици. Различните нивоа на pH немале значително влијание врз деградацијата на силата во споредба со временскиот интервал. Деградацијата на силата била значително различна за двете групи ластици во временски период од 24 часа, без оглед на pH вредноста на вештачката плунка. Количината на сила била поголема при поголема количина на истегнување. При pH 5, забележаното намалување на силата при различно ниво на истегнување следело по редоследот: AO < DENTAURUM < GAC додека при pH 6, намалувањето на силата било: AO < GAC < DENTAURUM. При pH 7.5, забележаното намалување на силата при различно ниво на истегнување било: DENTAURUM < AO < GAC, за двете групи. Нивниот заклучок дека без латекс ластиците имаат помала загуба на сила се во спротивност со нашите наоди. Разликата може да се објасни со:

- различни производители,
- различни дијаметри,
- различни нивоа на истегнување (до 450%),
- различни лабораториски медиуми.

Нашите резултати, како и повеќето други студии, укажуваат на спротивното: без латекс ластиците деградираат повеќе и побрзо.

Aiman Khana и Sohrab Shaheed[99] испитувале двесте без латекс ластици од четири производители и пет големини (3,2 mm, 4,8 mm, 6,4 mm, 8 mm, 9,5 mm), со по пет ластици во секоја група, во суви и влажни услови. Мерењето на силата било направено со истегнување на ластиците со ортодонтски мерач на напрегање и затегнување од 10 mm до 45 mm. Примероците биле потопени во вода 24 часа, во скробна состојба. Статистички не биле пронајдени значајни разлики меѓу групите (P = 0.09). Ластиците од I класа покажале постојано повисоки вредности од декларираните вредности, додека ластиците од Dentaurum

покажале постојано пониски вредности. Споредбата на податоците пред и по потопувањето открила значајни разлики при истегнување од 15 mm (P = 0.009). Иако биле пронајдени статистички значајни разлики помеѓу наведената и вистинската сила, се чини дека тие немаат клиничко влијание. Споредбите на продолжувањето на силата помеѓу сувите и влажните примероци покажале одреден степен на деградација на силата, но разликата не била статистички значајна. Нашите наоди не ја поддржуваат нивната теза за „нема значајни разлики“, бидејќи и латекс и без латекс ластиците кај нас имаат јасно различни профили на деградација. Сепак, нивниот заклучок дека разликите немаат клиничко значење може да се разгледа во контекст на кратки временски периоди (<6 ч.), каде и кај нас разликите во сила не се драматични.

Moris и сор.[100] анализирале три големини на ортодонтски латекс ластици (3,2 mm, 4,8 mm, 9,5 mm), од производителите Dental Morelli, 3M Unitek Corporation и American Orthodontics. Користејќи развиен уред, ластиците биле растегнати до 26 mm (симулирајќи ја положбата на мирување на долната вилица) и потопени во вештачка плунка на температура од 37°C. Секоја минута тие биле растегнати до 44 mm (симулирајќи ги движењата на долната вилица) и по 1 секунда се враќале на 26 mm. Отчитувањата биле мерени во различни временски интервали. За време на оброците (3 пати на ден), ластиците биле отстранети од уредот и складирани во акрилна кутија, а во текот на ноќниот период, пневматскиот уред бил исклучен, а ластиците останале растегнати на 26 mm. Најголемата деградација на силата се случила во првите 2 часа за сите примероци. Било заклучено дека ластиците покажале статистички значајни разлики во однос на дебелината и ширината и дека ластиците од 3.2 mm треба да се менуваат најмалку на секои 24 часа, додека ластиците од 4.8 mm и 9.5 mm може да се менуваат на секои 72 часа доколку се посакуваат нивоа на јачина блиску до почетните нивоа. Нашите резултати повторно покажуваат висок степен на конзистентност: најзначајниот пад кај нас е во првите 12 часа (што би кореспондирало со 2 часа во студија што мери на пократки интервали), а ластиците со дијаметар 4.8 mm траат до 24 ч. а не до 72 ч.

Patel и сор.[101] во друга ин-витро студија, ја анализирале деградацијата на силата кај ортодонтските латекс и без латекс ластици во текот на 36 часа. Биле користени 120 примероци (60 латекс и 60 без латекс) со големина од 4.8 mm и сила од 128 gr.. Тие биле

монтирани помеѓу притисната кука и моларната кука на акрилни типодонти на растојание од 25 mm, со дизајн на поделена уста (десна страна - латекс ластици и лева страна – без латекс ластици) за интермаксиларен и интрамаксиларен модел. Мерењата на силата биле земени во 11 интервали: 0, 1, 2, 3, 6, 9, 12, 24, 27, 30, 33 и 36 часа. Акрилните типодонти биле складирани во комерцијално достапен влажен раствор за уста на собна температура во текот на целиот тест. Резултатите покажале значајна разлика во деградацијата на силата меѓу двете испитувани групи ластици во временски интервали од 12 часа, 24 часа и 36 часа. Деградацијата на силата била поочигледна кај без латекс ортодонтските ластици додека не била утврдена значајна разлика во деградацијата на силата помеѓу интрамаксиларната и интермаксиларната тракција кај двете групи ластици. Овие резултати се идентични со нашите: без латекс ластиците деградираат значително повеќе и побрзо.

Steven Dent[18], во своето ин-витро испитување, користел латекс ластици од производителите Ormco и American Orthodontics. Студијата вклучувала пет модификации на стандардните контролни еластици од 1/4”/4.5oz. Овие модификации опфаќале: зголемување на нивото на сила за една единица на 170 gr или 185 gr.; намалување на луменот на 4.8 mm, удвојување на контролните ластици, додавање извртување од 720° помеѓу двата краја и зголемување на почетната должина на истегнување за еден заб. Ластиците биле тестирани на еластичен апарат за истегнување со параметри кои симулираат употреба на интермаксиларни ластици за третман на малоклузии од II класа. Интраоралните услови биле симулирани со бања одржувана на 37°C со дестилирана вода, одржувана на циклично истегнување од 1 истегнување/минута за да се имитира оралното функционирање. Силата била оценета во временски точки од 1, 5, 30, 60, 180, 360 и 720 минути. Просечните вредности на нивото на сила биле значително поголеми во сите временски точки за групите 2, 4 и 6 во споредба со контролната група 1, како кај ластиците на OR ($p < 0,001$), така и кај тие на AO ($p < 0,05$). Групата 5 покажала значително намалени нивоа на сила кај ластиците на OR ($p < 0,05$). Групите 3 и 6 имале најголем процент на деградација на силата со текот на времето кај двата производители. Поголемиот дел од групите покажале значително намалување на просечните нивоа на сила помеѓу секоја последователна временска точка до T-60 или T-180 за OR, и до T-180 или T-360 за AO. Зголемувањето на еластичната сила за една единица, удвојувањето на ластиците и

зголемувањето на еластичното истегнување за еден заб покажале значително зголемување на нивоата на сила во сите временски точки во споредба со стандардната контролна еластичност. Ова е важен концепт и за нашите податоци: ако иницијалната сила е висока, падот е поголем и поостар.

Деградацијата на силата кај интермаксиларните латекс ластици во лабораториски услови и во клиничка орална средина била испитувана и од Ptáčková[102] и сор. кои констатирале дека интраоралните услови значително го забрзуваат намалувањето на силата. Анализата покажа дека влажноста, температурните варијации и функционалните движења на вилицата придонесуваат за поизразено и порано намалување на силата во споредба со статичките лабораториски мерења. Овие резултати укажуваат дека интерпретацијата на ин-витро податоците мора да се прави внимателно, со оглед на тоа што клиничките услови создаваат дополнителен биомеханички товар што ја менува вистинската стабилност на ластиците.

Yang[103] и сор. спровеле паралелна ин-витро и ин-виво процена и покажале дека силата на латекс ластиците опаѓа побрзо кога се носат интраорално отколку кога се тестираат во лабораторија. Најголем дел од деградацијата се случува во првите неколку часа клиничка употреба, што укажува дека околината во усната шуплина — влажност, температура и функционални оптоварувања има пресудна улога во биомеханичкото однесување на материјалот. Ова дополнително го потврдува ограничувањето на лабораториските симулации при предвидување на вистинската клиничка стабилност на ластиците. Овој наод се совпаѓа со студијата на Santosh[104] и сор. кои испитувале како симулираната орална средина, особено влажноста и температурните флуктуации, влијае врз стабилноста на ортодонтските ластици. Резултатите покажале значително побрза деградација на силата во влажни услови во споредба со сувите лабораториски тестирања, што укажува дека клиничките околности создаваат дополнителен биомеханички товар врз материјалот. Овие сознанија предупредуваат дека производствените спецификации не треба да се користат како единствена насока за клиничко предвидување. Tran[105] и сор. испитувајќи ги латекс и без латекс ластиците во услови на вештачка плунка, утврдиле дека присуството на влага значително го забрзува процесот на релаксација на силата, при што без латекс материјалите покажале уште поголема чувствителност кон овој ефект. Ова

укажува дека хидратацијата има суштинско влијание врз молекуларната стабилност на еластомерите. Резултатите ја објаснуваат брзата загуба на сила што клинички се регистрира и ја истакнуваат важноста од разбирање на оралните услови при планирањето на ортодонтската механика.

Gurdan и сор.[106] извршиле една од најсеопфатните анализи на интермаксиларните ластици комбинирајќи механички тестирања, моделирање на релаксација на силата, SEM-анализа и Raman-спектроскопија за да ги квантифицираат структурните и хемиските промени кои настануваат за време на стареењето на ластиците, кај различни типови ластици за време на статички и циклични оптоварувања. Десет типови интермаксиларни ластици што содржат латекс и четири без латекс интермаксиларни ластици биле испитани од шест различни производители (Smile Safari, Leone, AO, Ormco, Dentaurum и RMO). За да се утврдат механичките карактеристики на ластиците, биле извршени тестови за истегнување, тестови за цикличен замор на истегнување и 24-часовни тестови за релаксација. Ластиците биле подложени и на скенирачка електронска микроскопија и Раманова спектроскопија. Без оглед на производителот, ластиците што содржат латекс не покажале значителни разлики во процентот на издолжување при кинење за време на тестот за истегнување. Само еден тип ластик што содржи латекс не се скинал за време на 24-часовниот тест за цикличен замор. Заморот бил потврден со слики од електронска микроскопија, а силата на влечење значително се намалила. За време на тестот за релаксација на сила, само еден без латекс ластик се скинал. Деградацијата на силата била помеѓу 7.8% и 20.3% за латекс ластици и помеѓу 29.6% и 40.1% за без латекс ластици. Резултатите покажале дека динамичкото оптоварување е поштетно за ластиците отколку статичкото оптоварување. Ластиците што содржат латекс биле поотпорни за разлика од без латекс ластиците, што може да има клинички последици или потенцијален ефект врз исходот на пациентот. Нивните резултати силно го поддржуваат нашиот труд, особено забелешката дека деградацијата на силата не е само временски зависен процес, туку е директно поврзана и со микроструктурните оштетувања на полимерната матрица. На нивните SEM-снимки, латекс ластиците покажале прогресивно грубење, пукање и фибрилација на површината, што авторите го поврзуваат со внатрешното прераспоредување на полимерните ланци кога се под постојано оптоварување. Дополнително, авторите забележале значајни разлики во Raman-интензитет

помеѓу латекс и без латекс ластиците укажувајќи на разградување на одредени хемиски врски за време на истегнувањето и заморот. Нашата Raman-анализа покажа ист тренд, со поместување и намалување на интензитетот на врвовите кои се поврзани со вибрациите на полимерната структура. Овие податоци, земени заедно, ја засилуваат интерпретацијата дека деградацијата на силата е последица од хистереза, лизгање на полимерните ланци и молекуларен замор**,** кои истовремено се манифестираат и површински и спектроскопски. Оваа студија претставува силна теоретска и аналитичка основа за толкување на нашите механички и спектроскопски резултати.

Резултатите на Torres-Rosas и сор.[107] исто така, се во согласност со наодите на нашиот труд покажувајќи јасна врска помеѓу изложеноста на различни средини, деградацијата на силата и површинските промени кај еластомерните материјали. Иако нивната работа се фокусира на еластомерни синџири, механизмот на деградација е суштински ист и кај интермаксиларните ластици, односно вклучува релаксација на полимерот и хидролитичко или pH-индуцирано распаѓање на полиуретанските и латексните мрежи. Нивните SEM микрографии откриј изразени пори, пукнатини и нарушена површинска интегритетност по изложување што, во голема мера, се совпаѓа со нашите SEM-наоди за микрорафинирање, грубење и локализирани дефекти кај подолгите интервали. Авторите забележуваат дека најголемото опаѓање на силата се случува во првите часови на оптоварување, образец кој целосно се совпаѓа со нашите мерења, по што следува побавно намалување поврзано со секундарни процеси на молекуларна релаксација. Сличноста на деградациските обрасци ја зајакнува интерпретацијата дека примарната причина за раната загуба на сила е еластична хистереза**,** додека подоцнежната деградација на силата потекнува од акумулирана микроструктурна штета**,** потврдена во двете студии.

Evangelista и сор.[108] ја нагласуваат важноста на термалните транзиции, особено температурата на стаклест преод (Tg)**,** во разбирањето на механичката стабилност и деградациското однесување на ортодонтските еластомери. Нивните DSC-термограми покажаа дека изложувањето на различни раствори за дезинфекција доведува до промени на Tg, што укажува на изменета подвижност на полимерните ланци и модификации на степенот на вмрежување. Ова е во целосна согласност со нашите термални анализи, каде забележавме промени во DSC и TGA профилите што ја рефлектираат изменетата термичка

стабилност и почетните стадиуми на деградација кај ластици со различно времетраење на стареење. Бидејќи Tg е директно поврзана со еластичноста, секое нејзино намалување или поместување одговара на механичко омекнување и загуба на сила, појава која јасно ја документиравме во нашите интервални мерења. Наодите на Evangelista и сор. го потврдуваат заклучокот дека деградацијата на силата тесно е поврзана со термичките карактеристики на материјалот**,** а промени на молекуларно ниво се случуваат многу пред појавата на видлива макроскопска деградација.

Jacobson и сор.[109] го изведоа едно од првите систематски истражувања на клиничкото стареење на ортодонтските еластомери со помош на DSC-анализата покажувајќи дека еластомерите користени во уста прикажуваат значително изменети енталписки транзиции во споредба со некористените контролни примероци. Авторите заклучиле дека термалната деградација, раскинувањето на ланците и апсорпцијата на влага заедно го менуваат DSC-профилот, што директно соодветствува со клинички забележаното намалување на силата. Иако нивното истражување не вклучи SEM или Raman-анализи, механизмот кој го опишуваат, прогресивна полимерна релаксација и распаѓање со текот на времето, целосно е релевантен за нашите резултати. Нашите термограми, исто така, покажаа промени во термичката стабилност помеѓу нови и „остарени“ примероци потврдувајќи дека намалувањето на силата е длабоко поврзано со термалните индикатори на стареење**,** при што DSC останува чувствителна и доверлива метода за детекција на рани молекуларни промени.

Студијата на Hernández-Gómora и сор.[110] особено е релевантна за интерпретација на нашите SEM/EDAX и TGA резултати. Иако анализирале еластомерни модули модифицирани со сребрени нано честички, основниот материјал останал полиуретански еластомер, што овозможува директна споредба со нашите примероци. Нивните SEM-слики ја прикажуваат површинската топографија и присуството на микродефекти кои се многу слични на тие што ги регистриравме во нашите анализи, додека EDAX ја потврди промената во површинскиот состав поради стареење или обработка. Особено значајни за нашиот труд се TGA-термограмите, кои покажуваат јасно дефинирани стадиуми на деградација: губење влага, распаѓање на полимерот и финална карбонизација, ист образец кој го забележавме и во нашите TGA испитувања. Оваа сличност потврдува дека нашите ластици минуваат низ

класични фази на полиуретанска термална деградација и дека термалната анализа е суштинска за да се детектираат скриени процеси на деградација кои не се видливи со голо око или со механички тестови**.**

Детален преглед на еластомерните синџири преку DSC, SEM и спектроскопски анализи извршиле и Casaus и сор.[111] поставувајќи ги основните референтни параметри за однесувањето на полиуретанските ортодонтски еластомери. Нивната работа е клучна за разбирање на вродените структурни карактеристики на ластиците пред клиничката употреба. SEM-снимките се сведок за присуство на внатрешни полнилни честички, површински неправилности и производствени дефекти, што е во согласност со нашите почетни микроструктурни разлики меѓу новите примероци. DSC-термограмите, пак, ја прикажаа вообичаената термална транзиција на овие материјали и претставуваат основа за споредба со изменетите термички профили што ги забележавме кај „остарените“ ластици. Комбинацијата од SEM, DSC и спектроскопските резултати произлезени од оваа студија создава темелна научна рамка која целосно го поддржува мултимодалниот аналитички пристап применет во нашиот труд.

7. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на резултатите добиени од извршените анализи за поврзаноста помеѓу степенот на ослабнување на силата на ортодонтските интраорални ластици од различни производители и материјалот од кои се изработени, во различни временски интервали, произлегоа следниве конкретни заклучоци:

1. Постојат **значајни разлики меѓу силата на латекс и без латекс** интермаксиларните ортодонтски ластици кај сите испитувани примероци; латекс ластиците имаат значајно поголема сила во споредба со без латекс ластиците;

2. Најголема загуба на сила се јавува во текот на првите 12 часа од нивната употреба, кај двете испитувани групи на ластици, но сепак, **поголема загуба на сила регистрирана е во групата на без латекс ластиците**;

3. Речиси кај сите производители и типови ластици во интервалот од 48 часа по нивното поставување беше регистрирано благо зголемување на нивната цврстина, што се должи на зголеменото стврднување на ластиците и губење на еластичноста;

4. Постојат промени во морфологијата на површината на ластиците и хемиски промени во нивниот состав по нивното оптоварување;

5. Кај ластиците кај кои регистрирана е појава на пори по 24 часа третман во водена бања, доаѓа до опаѓање на јачината т.е силата на кинење на испитуваните ластици, и тоа за 65-70%;
6. Кај примероците кај кои не е регистрирана појава на пори или формирање поостро изразена граница помеѓу агломератите, процентот на намалување на силата на ластиците е помал и се движи околу 30%;

7. **За постигнување оптимални резултати, латекс ластиците треба да се менуваат на секои 24 часа, додека без латекс ластиците на секои 12 часа;**

8. Во однос на производителите, принципот на губење на силата е ист кај сите производители. Нумеричките вредности во резултатите се покажаа по следниов редослед на перформанси на производителите Dentaurum > American Orthodontics > Forestadent.

Добиените резултати од ова истражување придонесоа за одредување на оптималното време за менување на интермаксиларните ластици во тек на ортодонтската терапија, како и кој тип ластици покажуваат најдобра стабилност во однос на силата на истегнување. Секако, оваа тематика остава простор и за понатамошно истражување со вметнување различни физички и хемиски фактори кои може да имаат влијание врз хемиските и механичките својства на интермаксиларните ластици, со цел поквалитетен третман на пациентите со ортодонтски малоклузии.

Испитувањата извршени во рамките на овој докторски труд понудија и податоци за структурните морфолошки промени и хемискиот состав на ластиците во различни временски интервали, што ќе претставува квалитетно надополнување на светската литература во врска со оваа проблематика.

8. СПИСОК НА КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА

1. Kardach H, Olszewska A, Firlej E, Bogdanowicz A, Golusińska-Kardach E, Szponar-Żurowska A, Biedziak B. Force decay of intermaxillary orthodontic elastics: in vitro study. Journal of Medical Science 2019;88(2).

2. Notaroberto DFC, Martins e Martins M, Goldner MTA, Mendes AM, Quintão CCA. Force decay evaluation of latex and non-latex orthodontic intraoral elastics: in vivo study. Dental Press J Orthod. 2018 NovDec;23(6):42-7.

3. Dubovská, I.; Licková, B.; Voborná, I.; Urbanová, W.; Kotová, M. Force of Intermaxillary Latex Elastics from Different Suppliers: A Comparative In Vitro Study. Appl. Sci. 2023, 13, 657. https://doi.org/ 10.3390/app13010657

4. Rahpeyma A, Khajehahmadi S. Force relaxation of 3/16 inch heavy orthodontic latex elastics used in maxillofacial trauma in simulated jaw fracture situation. Dent Hypotheses 2014;5:146-9.

5. Eltahir H.E, Mahmoud N.M, Mageet A.O. The use of elastics in orthodontics. Indian Journal of Dental Education 2017 Jul-Sept;10(3):161-169.

6. Begg PR,Kessling PC. “The Begg Orthodontic theory and technique”.1st Edition. London: W. B. Saunders Co; 1977.

7. Farret MM. Orthodontic biomechanics with intermaxillary elastics. Dental Press Journal of Orthodontics [Internet]. 2023 Jan 1 [cited 2025 Apr];28(3). Available from: https://doi.org/10.1590/2177-6709.28.3.e23spe3

8. Ojima K, Morishita J, Nanda R. Anchorage of TADs Using Aligner Orthodontics Treatment for Lower Molars Distalization. In: Elsevier eBooks [Internet]. Elsevier BV;

2020 [cited 2025 Jan]. p. 305. Available from: https://doi.org/10.1016/b978-0-323-60933-3.00020-x

9. Green J. The origins and evolution of fixed orthodontic appliances. Dental Nursing [Internet]. 2014 Sep 2 [cited 2025 Mar];10(9):524. Available from: https://doi.org/10.12968/denn.2014.10.9.524

10. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19th century. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 2005 Feb 1 [cited 2025 Mar];127(2):255. Available from: https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.11.013

11. Krishnan V, Davidovitch Z. Biology of Orthodontic Tooth Movement [Internet]. 2021 [cited 2025 Apr]. p. 16. Available from: https://doi.org/10.1002/9781119608912.ch2

12. Philippe J. 282 years of orthodontic history. Journal of Dentofacial Anomalies and Orthodontics [Internet]. 2010 Dec 1 [cited 2025 Jan];13(4):381. Available from: https://doi.org/10.1051/odfen/2010405

13. Sebastian B. Mini-Implants: New Possibilities in Interdisciplinary Treatment Approaches. Case Reports in Dentistry [Internet]. 2014 Jan 1 [cited 2025 Mar];2014:1. Available from: https://doi.org/10.1155/2014/140760

14. Cousley R, Sandler J. Advances in orthodontic anchorage with the use of mini-implant techniques. BDJ [Internet]. Springer Nature; 2015 Feb 1 [cited 2025 Feb];218(3). Available from: https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.53

15. Kolge NE, Patni V, Joshi D, Ravindranath V, Daga P, Madhaswar AB. The Journey to Achieve Absolute Anchorage. South Asian Research Journal of Oral and Dental Sciences [Internet]. 2019 Nov 2 [cited 2025 Jan];1(2):34. Available from: https://doi.org/10.36346/sarjods.2019.v01i02.002

16. Baumgaertel S. Temporary skeletal anchorage devices: The case for miniscrews. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 2014 May 1 [cited 2025 Apr];145(5):558. Available from: https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.03.009

17. Kim SS, Kim S. Advantages of Miniscrew Usage for Pre- and Post-operative Orthodontics in Skeletal Class III Malocclusion Patients [Internet]. 2020 [cited 2025 Feb]. p. 697. Available from: https://doi.org/10.1002/9781119513636.ch63

18. Dent, Steven, "The Effect of Modifications to Intermaxillary Orthodontic Elastics on Force Levels and Degradation Over Time" (2022). Electronic Thesis and Dissertation Repository. 8518. https://ir.lib.uwo.ca/etd/8518

19. Renuka A. Patel et al., A Clinical Evaluation And Comparison of Force Degradation of Latex And Non-Latex Orthodontic Elastics. International Journal of Recent Scientific Research Vol. 9, Issue, 1(F), pp. 23280-23284, January, 2018 http://dx.doi.org/10.24327/ijrsr.2018.0901.1436

20. Sadry, Sanaz. (2019). Dentistry I Editor İlter UZEL GENERAL DISTRIBUTION.

21. Sauget PS, Stewart KT, Katona TR. The effect of pH levels on nonlatex vs latex interarch elastics. Angle Orthod. 2011; 81:1070–1074.

22. Baek S, Yang IH, Kim KW, Ahn H. Treatment of Class III Malocclusions Using Miniplate and Mini-Implant Anchorage. Seminars in Orthodontics [Internet]. Elsevier BV; 2011 May 25 [cited 2025 Feb];17(2):98. Available from: https://doi.org/10.1053/j.sodo.2010.12.003

23. Komori R, Deguchi T, Tomizuka R, Takano-Yamamoto T. The use of miniscrew as orthodontic anchorage in correction of maxillary protrusion with occlusal cant, spaced arch, and midline deviation without surgery. ORTHODONTICS The Art and Practice of Dentofacial Enhancement [Internet]. 2013 Jan 1 [cited 2025 Jan];14(1). Available from: https://doi.org/10.11607/ortho.867

24. El-Dawlatly MM, Mabrouk MA, Dakroury AE, Mostafa YA. The efficiency of mandibular mini-implants in reducing adverse effects of class II elastics in adolescent female patients: a single blinded, randomized controlled trial. Progress in Orthodontics [Internet]. 2021 Aug 15 [cited 2025 Mar];22(1). Available from: https://doi.org/10.1186/s40510-021-00368-2

25. Ammayappan P, Periasamy A. Management of Class II Division I Malocclusion with Carriere Motion Appliance: A Case Report. Journal of Scientific Dentistry [Internet]. 2020 Jan 1 [cited 2025 Apr];10(2):43. Available from: https://doi.org/10.5005/jp-journals-10083-0930

26. Rongo R, Dianišková S, Spiezia AL, Bucci R, Michelotti A, D'Antò V. Class II Malocclusion in Adult Patients: What Are the Effects of the Intermaxillary Elastics with Clear Aligners? A Retrospective Single Center One-Group Longitudinal Study. Journal of Clinical Medicine [Internet]. 2022 Dec 9 [cited 2025 Mar];11(24):7333. Available from: https://doi.org/10.3390/jcm11247333

27. Nitzan DW, Palla S. "Closed Reduction" Principles Can Manage Diverse Conditions of Temporomandibular Joint Vertical Height Loss: From Displaced Condylar Fractures to Idiopathic Condylar Resorption. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery [Internet]. 2017 Feb 7 [cited 2025 Feb];75(6). Available from: https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.01.037

28. Kau CH, Soh J, Christou T, Mangal A. Orthodontic Aligners: Current Perspectives for the Modern Orthodontic Office. Medicina [Internet]. Multidisciplinary Digital Publishing Institute; 2023 Oct 5 [cited 2025 Feb];59(10):1773. Available from: https://doi.org/10.3390/medicina59101773

29. Martínez-Colomer S, Hernández PG, Romano FL, Rossi AD, Fukada SY, Nelson-Filho P, et al. Latex and nonlatex orthodontic elastics: In vitro and in vivo evaluations of tissue compatibility and surface structure. The Angle Orthodontist [Internet]. 2015 Jun 11 [cited 2025 Apr];86(2):278. Available from: https://doi.org/10.2319/111714-823.1

30. Masa A, Jehsoh N, Dueramae S, Hayeemasae N. Boosting the Antibacterial Performance of Natural Rubber Latex Foam by Introducing Silver-Doped Zinc Oxide. Polymers [Internet]. 2023 Feb 19 [cited 2025 Apr];15(4):1040. Available from: https://doi.org/10.3390/polym15041040

31. M.M. Pithon et al. Force decay of latex and non-latex intermaxillary elastics: a clinical study. European Journal of Orthodontics, 2016, 39–43.

32. Singh VP et al. Elastics in orthodontics. Health Renaissance January-April 2012; Vol 10 (No. 1);49-56

33. Kusy R. P. Orthodontic Biomaterials. Angle Orthodontist 2002;72(6): 501-512.

34. Oliveira PLE, Matsumoto MAN, Gisele Faria, Romano FL. Degradation and deformation of latex and non-latex orthodontic elastics. Australian Orthodontic Journal 2017; 33: 64-72

35. Alexander RG. “The Alexander discipline”. 1st Edition.USA:Ormco Corporation;1986.

36. Anderson GF, Bishara SE. “Comparison of alastik chains to elastics involved with intra-arch molar-to molar forces”. Angle Orthod.1970; 40: 151-158.

37. Dermaut LR, Breeden L. “The effects of CL II elastic force on a dry skull measured by hylographic interferometry.” Am J Orthod. 1981; 79: 297-304.

38. Anthony D, Viazi S. “Atlas Of Orthodontics Principles and clinical application” .1st Edition.USA: W. B Saunders Company; 1993.

39. Aras A, Cinsar A, Bulut HA .”The zig zag elastics in the CL II div 1 malocclusion. Subject with hypo and hyper divergent growth pattern, a pilot study , Eur J orthod.: 2001; 23; 393-402.

40. Rinchuse DJ. “Vertical elastic for correction of anterior open bite”. J Clin Orthod. 1994; 28: 284.

41. Kwapis BW , Knox JE. “Extrusion of teeth by elastics”. J Am Dent Assoc.1972; 84: 629 – 630.

42. Thurow RC. “Edgewise orthodontics”. 4th edition . London: Mosby company; 1982.

43. Graber TM ,Neuman B. “Removable orthodontic appliances”. second edition. London: W.B.

44. Beattie S, Monaghan P. An In Vitro Study Simulating Effects of Daily Diet and Patient Elastic Band Change Compliance on Orthodontic Latex Elastics. Angle Orthod 2004;74:234–239.

45. Bales TR, Chaconas SJ, Caputo AA. Force-extension characteristics of orthodontic elastics. Am J Orthod. 1977;72(3):296–302.

46. Raza M, Sethi M, et al. Time-dependent force depreciation of intraoral elastics of variable force and lumen sizes: an in vitro study. J Contemp Orthod. 2024.

47. Wang T, Zhou G, Tan X, Dong Y. Evaluation of Force Degradation Characteristics of Orthodontic Latex Elastics in Vitro and In Vivo. Angle Orthodontist, Vol 77, No 4, 2007.

48. Graber TM, Swain BF. Current orthodontic concepts and techniques. 2nd ed. Toronto: W.B. Sounders Company; 1975.

49. Bertl WH, Droschl H. Forces produced by orthodontic elastics as a function of time and distance extended. Eur J Orthod 1986;8:198-201.

50. Castroflorio T, Sedran A, Spadaro F, Rossini G, Cugliari G, Quinzi V and Deregibus A (2022) Analysis of Class II Intermaxillary Elastics Applied Forces: An in-vitro Study. Front. Dent. Med. 2:748985. doi: 10.3389/fdmed.2021.748985

51. Oesterle LJ, Owens JM, Newman SM, Shellhart WC. Perceived vs measured forces of interarch elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;141(3):298–306. doi:10.1016/j.ajodo.2011.08.027.

52. Chaconas SJ, Caputo AA, Belting CW. Force degradation of orthodontic elastics. J Calif Dent Assoc. 1978;6:58–61.

53. Ajami S, Farjood A, Zare M. Synergic effect of salivary pH baselines and low pH intakes on the force relaxation of orthodontic latex elastics. Dent Res J 2017;14:68-72.

54. Gioka C, Zinelis S, Eliades T, Eliades G. Orthodontic Latex Elastics: A Force Relaxation Study. Angle Orthodontist, Vol 76, No 3, 2006 ; 475-479

55. Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force-extension and force-degradation characteristics of orthodontic latex elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;118(3):280–287. doi:10.1067/mod.2000.104493.
56. Kamisetty SK, Nimagadda C, Begam MP, Nalamotu R, Srivastav T, Shwetha GS. Elasticity in elastics: an in vitro study. J Int Oral Health. 2014;6(2):96–105.

57. Nitrini ATL, Chagas AS, Freitas KMS, Valarelli FP, Cançado RH, Oliveira RCG, et al. Comparison of the Force Released by Intermaxillary Elastics Used for Different Time Periods. Turk J Orthod 2019; 32(4): 190-4.

58. Alavi Sh, Tabatabaie AR, Hajizadeh F, Ardekani AH. An In-vitro Comparison of Force Loss of Orthodontic Non-Latex Elastics. Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran 2014; Vol. 11, No. 1.

59. Ardani et al. Force degradation trend of latex and nonlatex orthodontic elastics after 48 hours stretching. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry 2018:10 211–220.

60. López N, Vicente A, Bravo LA, José L. Calvo JL, Canteras M. In vitro study of force decay of latex and non-latex orthodontic elastics. European Journal of Orthodontics 34 (2012) 202–207
doi:10.1093/ejo/cjq188

61. Leao Filho JCB, Gallo DB, Santana RM, Guariza-Filho O, Camargo ES, Tanaka OM. Influence of different beverages on the force degradation of intermaxillary elastics: an in vitro study. J Appl Oral Sci. 2013;21(2):145-9.

62. Fernandes DJ, Fernandes GMA, Artese F, Elias CN, Mendes AM. Force extension relaxation of medium force orthodontic latex elastics. Angle Orthodontist, Vol 81, No 5, 2011.

63. Mehrbakhsh E., Rezaei M., Babaie A., Mohammadi A.,Sofla RLM. Physical and thermo-mechanical properties of shape memory polyurethane containing reversible chemical cross-links. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2021;116,104336,ISSN 1751-6161. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104336.

64. Vieira et al. In vitro comparison of the force degradation of orthodontic intraoral elastics from different compositions. RSBO. 2013 Jan-Mar;10(1):40-8

65. Montenegro-Moncayo ÓA, Mosquera-Hurtado JA, González-Colmenares G, Thomas-Alvarado YI. Differential in vitro force degradation of intermaxillary latex and non-latex

elastics. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2018; 30(1): 24-31. DOI: http://dx.doi.org/10.17533/udea. rfo.v30n1a3

66. Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW. A Comparison of Dynamic and Static Testing of Latex and Nonlatex Orthodontic Elastics. Angle Orthod 2003;73:181–186.

67. Frank G. “Contact stomatitis resulting from the use of orthodontic rubber elastics”. J Am Dent Assoc. 1974; 88: 1030-1031.

68. Hain MA, Longman LP, Field EA, Harrison JE. Natural rubber latex allergy: implications for the orthodontist. J Orthod. 2007;34:6-11.

69. Firth F, Bennani F, Stacknik S, Farella M. Orthodontic patient co-operation: a review of the clinician’s role in predicting and improving patient compliance. Australasian Orthodontic Journal [Internet]. Exeley Inc; 2019 Jan 1 [cited 2025 Apr];35(1):5. Available from: https://doi.org/10.21307/aoj-2020-027

70. Egolf RJ, BeGole EA, Upshaw HS. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 1990 Apr 1 [cited 2025 Apr];97(4):336. Available from: https://doi.org/10.1016/0889-5406(90)70106-m

71. Veeroo HJ, Cunningham S, Newton T, Travess H. Motivation and compliance with intraoral elastics. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [Internet]. 2014 Jun 27 [cited 2025 Apr];146(1):33. Available from: https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.03.021

72. Sinha PK, Nanda RS. Improving patient compliance inorthodontic practice. Seminars in Orthodontics [Internet]. Elsevier BV; 2000 Dec 1 [cited 2025 Mar];6(4):237. Available from: https://doi.org/10.1053/sodo.2000.19071

73. Ukra A, Bennani F, Farella M. Psychological aspects of orthodontics in clinical practice. Part one: treatment-specific variables. Progress in Orthodontics [Internet]. Springer Nature; 2011 Nov 1 [cited 2025 Mar];12(2):143. Available from: https://doi.org/10.1016/j.pio.2011.06.007

74. Sharma H, Crane E, Syme B, Foxworthy M. Non-compliance in orthopaedic surgery and its ethical challenges. Current Orthopaedics [Internet]. 2007 May 10 [cited 2025 Feb];21(4):310. Available from: https://doi.org/10.1016/j.cuor.2007.02.005

75. Sergl HG, Zentner A. Predicting patient compliance in orthodontic treatment. Seminars in Orthodontics [Internet]. Elsevier BV; 2000 Dec 1 [cited 2025 Mar];6(4):231. Available from: https://doi.org/10.1053/sodo.2000.19070

76. Baldwin H. Tricks for improving compliance with acne therapy. Dermatologic Therapy [Internet]. Wiley; 2006 Jul 1 [cited 2025 Apr];19(4):224. Available from: https://doi.org/10.1111/j.1529-8019.2006.00078.x

77. Topouzelis N, Palaska KP. Clinical applications of elastic traction in orthodontics: a review. World J Orthod. 2009;10(3):e12–e18.

78. Strunga M, Urban R, Surovková J, Thurzo A. Artificial Intelligence Systems Assisting in the Assessment of the Course and Retention of Orthodontic Treatment. Healthcare [Internet]. Multidisciplinary Digital Publishing Institute; 2023 Feb 25 [cited 2025 Apr];11(5):683. Available from: https://doi.org/10.3390/healthcare11050683

79. Kau CH, Shelly J, Nimeri G, Corona R. The effect of photobiomodulation on root resorption during orthodontic treatment. Clinical Cosmetic and Investigational Dentistry [Internet]. 2014 Jan 1 [cited 2025 Apr];1. Available from:https://doi.org/10.2147/ccide.s49489

80. Klabunde R, Grünheid T. Dynamic force decay evaluation of latex and non-latex orthodontic elastics. *Journal of Orofacial Orthopedics*. 2022;83(5):318–324. doi:10.1007/s00056-021-00319-w PMC

81. Liu CC, Wataha JC, Craig RG. The effect of repeated stretching on the force decay and compliance of vulcanized cis-polyisoprene orthodontic elastics. *Dental Materials*. 1993;9(1):37–40. PMC

82. Aljhani AS, Aldrees AM. The effect of static and dynamic testing on orthodontic latex and nonlatex elastics. Orthod Waves. 2010;69(3):117–122. doi:10.1016/j.odw.2010.04.003.

83. Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. J Dent Res. 1990;69(2):496–501.

84. Hwang CJ, Cha JY. Mechanical and biological comparison of latex and silicone rubber bands. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):379–386. doi:10.1016/S0889-5406(03)00564-X PubMed+1

85. Dogra A, Thakur T, Gupta R, Mahajan S. Force decay of latex and nonlatex orthodontic elastics: an in vitro study. Int J Curr Res. 2020;12(5):11519–11525.

86. Yilmaz BS, Kara M, Seker ED, Yenidünya D. Do we know how much force we apply with latex intermaxillary elastics? *APOS Trends in Orthodontics*. 2021;11(3):191–197. doi:10.25259/APOS_68_2021 ResearchGate

87. Mansour AY. A comparison of orthodontic elastic forces: focus on reduced inventory. *Journal of Orthodontic Science*. 2017;6(4):136–140. doi:10.4103/jos.JOS_58_17 PubMed

88. Jack J.G.M. Pilon. ORTHODONTIC FORCES AND TOOTH MOVEMENT. 2018 http://hdl.handle.net/2066/146250

89. Russell KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;120(1):36–44. doi:10.1067/mod.2001.114642 PubMed

90. Saccomanno S, Flamminio F, D'Annibale F, Giancotti A, Cargini P, Fioravanti M, et al. Evaluation of the loss of strength, resistance, and elasticity in different types of intraoral orthodontic elastics: a systematic review. J Pers Med. 2023;13(10):1495. doi:10.3390/jpm13101495.

91. Ferriter J, Meyers C, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 98, 404-410

92. Dos Santos RL, Pithon MM, Romanos MTV. The influence of pH levels on mechanical and biological properties of nonlatex and latex elastics. Angle Orthodontist, Vol 82, No 4, 2012; 709-714 DOI: 10.2319/082811-552.1

93. Gangurde PV, Hazarey PV, Vadgaonkar VD. A study of force extension and force degradation of orthodontic latex elastics—an in vitro study. APOS Trends Orthod. 2013;3(6):184–189.

94. Pithon MM, Souza RF, Freitas LMA, Souza RA. Mechanical properties of intermaxillary latex and latex-free elastics. J World Fed Orthod. 2013;2(1):e15–e18. doi:10.1016/j.ejwf.2013.01.005.

95. International Organization for Standardization. ISO 21606:2022 – Dentistry: Elastomeric auxiliaries for use in orthodontics. Geneva: ISO; 2022.

96. Qodcieh SMA, Al-Khateeb SN, Jaradat ZW, Abu Alhaija ESJ. Force degradation of orthodontic latex elastics: an in-vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2017;151(3):507–512. doi:10.1016/j.ajodo.2016.08.023.

97. Bertoncini C, Cioni E, Grampi B, Gandini P. In vitro properties' changes of latex and nonlatex orthodontic elastics. Prog Orthod. 2006;7(1):76–84.

98. Shailaja AM, Santosh R, Vedhavathi HK, Keerthi NV, Shashank P Kumar. Assessment of the force decay and the influence of pH levels on three different brands of latex and non-latex orthodontic elastics: An in vitro study. International Journal of Applied Dental Sciences 2016; 2(2): 28-34

99. Khana A, Shaheed S. Comparison of claimed and measured forces of inter arch orthodontic elastics – an in vitro study. POJ 2015:7(2) 60-65

100. Moris A. et al. Estudo in vitro da degradação da força de elásticos ortodônticos de látex sob condições dinâmicas. R Dental Press Ortodon Ortop Facial Maringá. Vol 14, No 2, 2009; 95-108.

101. Patel R, Mehta F, Khonde S, Pandey A. Evaluation and Comparison of Force Decay Characteristics of Latex andNon-Latex Orthodontic Elastics in Vitro Study. IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS). e-ISSN: 2279-0853, p-ISSN: 2279-0861.Volume 15, Issue 6 Ver. IV (June. 2016), PP 51-60 www.iosrjournals.org

102. Ptáčková L, Ličková B, Urbanová W, Sluka D, Portašíková K, Chamlarová S, et al. Force degradation of intermaxillary latex elastics: comparative in vivo and in vitro study. Clin Exp Dent Res. 2025;11(1):e70072. doi:10.1002/cre2.70072.

103. Yang L, Lv C, Yan F, Feng J. Force degradation of orthodontic latex elastics in vivo and in vitro. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2020;157(3):313–319. doi:10.1016/j.ajodo.2019.03.028.

104. Santosh R, Kumar S, Shailaja AM. Evaluation of change-in-schedule of intraoral orthodontic elastics in a simulated oral environment: an in vitro study. Ann Essences Dent. 2011;3(1):25–30. doi:10.5368/AEDJ.2011.3.1.1.5.

105. Tran AM, English JD, Paige SZ, Powers JM, Bussa HI, Lee RP. Force relaxation between latex and non-latex orthodontic elastics in artificial saliva. Tex Dent J. 2009;126:981–985.

106. Gurdán Z, Turzó K, Lorinc L, Szabó P, Karádi K, Lukács A, Told R, Kardos K, Maróti P. Mechanical Characterization and Structural Analysis of Latex-Containing and Latex-Free Intermaxillary Orthodontic Elastics. Polymers 2022, 14, 4488. https://doi.org/10.3390/ polym14214488

107. Torres-Rosas R, Colonna-Romano LM, Orozco-Montoya JG, Argüello-Ayala C, Vera-Gil A, Garza-Flores AC. Force decay and elongation of orthodontic elastomeric chains exposed to different liquid environments. *Dent Med Probl*. 2023;60(4):529–36.

108. Evangelista MB, Berzins DW, Monaghan P, Nagata K, Moon PC, Roberts HW. Effect of disinfecting solutions on the mechanical properties of orthodontic elastomeric ligatures. *Angle Orthod*. 2007;77(4):681–7.

109. Jacobson A, Yuen HC, Walker M. Differential scanning calorimetric determination of glass transition temperatures in orthodontic elastomeric chains in vitro and in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;119(3):276–82.

110. Hernández-Gómora AE, Lara-Carrillo E, Robles-Navarro JB, Scougall-Vilchis RJ, López-García R, Medina-Solís CE, et al. Biosynthesis of silver nanoparticles on orthodontic elastomeric modules: evaluation of mechanical and antibacterial properties. *Molecules*. 2017;22(9):1404.

111. Casaus DM, Alapati SB, Brantley WA, Schricker SR, Beck FM, Fields HW. DSC, FTIR and SEM characterization of as-received colored elastomeric chains. IADR/AADR/CADR General Session; 2009; Miami, FL.

9. БИОГРАФИЈА

Д-р Ариф Арифи роден е на 27 февруари во 1990 година во Тетово, Република Македонија. Основното и средното образование ги завршил во Тетово со одличен успех.

Во 2008 година се запишал на Стоматолошкиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје, каде што дипломирал во 2013 година и се стекнал со титула доктор по стоматологија.

По завршувањето на додипломските студии веднаш се запипшува на магистерски студии при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје, при што во 2016 год. успешно ја одбранува магистерската дисертација под наслов: „Компарација на својствата на различни типови светлосно-полимеризирачки ортодонтски атхезиви (in-vitro студија)” под менторство на проф. д-р. Елизабета Ѓоргиевска во соработка со University of Greenwich, School of Science, London,UK и се стекнал со титула магистер по стоматолошки науки.

Во 2019 год. се запишува на специјализација по ортодонција при УКИМ – Стоматолошки факултет – Скопје, под менторство на проф. д-р. Ирена Гавриловиќ и при крај на 2022 ја завршува специјализацијата, при што станува специјалист по ортодонција. Во текот на својата специјалистичка едукација активно учествувал на бројни стручни курсеви, семинари и конгреси од областа на современата ортодонција.

Во 2021 год. се запишува на докторски студии (трет циклус студии) при УКИМ – Стоматолошки факултет – Скопје, Катедра по ортодонција.

Во 2024 година ја основа специјалистичката ординација по ортодонција ”ОРТОЛАЈН” во Тетово, каде е во работен однос како доктор по стоматологија и ортодонт по 11 години поминати како вработен во Стоматолошката ординација ”САНОДЕНТ”, како дел од фамилијарен бизнис. Под договор на дело работеше за Швајцарската компанија Bottmedical AG во период од една година, како експерт и консулент за ортодонтски алајнери Naturaligner. Денес по долгогодишно искуство, има свој бренд на алајнери EXCELIGN.

Паралелно со клиничката работа, активно вклучен е и во академската дејност. Како асистент при Државниот универзитет во Тетово, од 2018 учествува во практичната и теоретската настава на студентите по дентална медицина, како и во едукативните активности поврзани со областа на ортодонцијата.

Секогаш поддржувач на екостил на живот, за подобра и почиста средина за живеење, за давање придонес во општество е активен член на граѓанската иницијатива ”Подобро за Тетово”.

Во текот на својата академска и научна работа учествувал на домашни и меѓународни научни и стручни собири и автор и коавтор е на научни и стручни трудови од областа на ортодонцијата.

10. ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ

1. Arif Arifi, Cvetanka Bajraktarova Misevska, Venera Kocinaj Emini, Maja Naumova-Trencheska, INFLUENCE OF DIFFERENT PHYSICAL AND CHEMICAL FACTORS ON FORCE DEGRADATION OF ORTHODONTIC INTRAORAL ELASTICS – A REVIEW, KNOWLEDGE - International Journal: Vol. 62 No. 4 (2024): Knowledge - Capital of the Future

2. Arif Arifi, Cvetanka Bajraktarova Misevska, Venera Kocinaj Emini, Maja Naumova-Trencheska, EVALUATION OF THE FORCE DEGRADATION OF DIFFERENT TYPES OF ORTHODONTIC INTERMAXILLARY ELASTICS AT DIFFERENT TIME INTERVALS – IN VITRO STUDY, KNOWLEDGE - International Journal: Vol. 65 No. 4 (2024): Knowledge - Capital of the Future