



УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ

Катедра за стоматолошка протетика

д-р Надица Михајло Јанева

**ЕВАЛУАЦИЈА НА ФИЗИЧКИТЕ И МЕХАНИЧКИТЕ
КАРАКТЕРИСТИКИ НА ТОТАЛНИТЕ ПРОТЕЗИ
ИЗРАБОТЕНИ СО CAD/CAM-ТЕХНОЛОГИЈА ВО ОДНОС НА
КОНВЕНЦИОНАЛНИТЕ ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ**

Докторска дисертација

Ментор: проф. д-р Гордана Ковачевска

Скопје, 2020

Наслов: „ЕВАЛУАЦИЈА НА ФИЗИЧКИТЕ И МЕХАНИЧКИТЕ
КАРАКТЕРИСТИКИ НА ТОТАЛНИТЕ ПРОТЕЗИ ИЗРАБОТЕНИ СО
CAD/CAM-ТЕХНОЛОГИЈА ВО ОДНОС НА КОНВЕНЦИОНАЛНИТЕ
ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ”

Изработил: Д-р Надица Јанева

Ментор: Проф. д-р Гордана Ковачевска

Научна област: Стоматолошки науки – Стоматолошка протетика

Членови на комисија за оцена и одбрана на докторската дисертација:

1. Проф. д-р Весна Коруноска–Стефковска, редовен професор
Универзитет „Св. Кирил И Методиј“ – Стоматолошки факултет
2. Проф. д-р Јадранка Бундевска, редовен професор
Универзитет „Св. Кирил И Методиј“ – Стоматолошки факултет
3. Проф. д-р Сашо Еленчевски, вонреден професор
Универзитет „Св. Кирил И Методиј“ – Стоматолошки факултет
4. Проф. д-р Ивица Станчиќ, редовен професор
Универзитет у Београду – Стоматолошки факултет
5. Проф. д-р Гордана Ковачевска, редовен професор
Универзитет „Св. Кирил И Методиј“ – Стоматолошки факултет

Дата на јавна одбрана: 21.02.2020

БЛАГОДАРНОСТ

Ми претставува чест да искажам огромна благодарност на мојата менторка Проф. д-р Гордана Ковачевска. Нејзината неисцрпна енергија, знаење, посветеност и несебична помош беа од непроценливо значење за мене, во сите фази на изработката на оваа докторска дисертација. Ѓ благодарам што направи да научно-истражувачката работа биде задоволство. Се надевам дека нашата соработка донесе дополнителна светлина за новата метода за изработка на тоталните протези со CAD/CAM технологија.

Посебна благодарност на членовите на комисијата за оцена и одбрана на докторската дисертација: Проф. д-р Весна Коруноска–Стефковска, Проф. д-р Јадранка Бундевска, Проф. д-р Сашо Еленчевски и Проф. д-р Ивица Станчиќ, кои со своите корисни совети и сугестии дадоа допринос во финализирањето на мојот труд.

Големо Благодарам и на Проф. д-р Биљана Капушевска за мотивацијата што ми ја даваше од самиот почеток на моите докторски студии.

Оваа докторска дисертација немаше да биде возможна без помошта на забните техничари Луиза Диневска, Славица Аврамовска и Димитар Ристовски, со кои поминав неколку незаборавни месеци. Од срце им благодарам!

Благодарност до Проф. д-р Дарко Данев и Доц. д-р Никола Аврамов од Машинскиот факултет во Скопје, за сето одвоено време за моите испитувања.

Му благодарам и на Проф. д-р Никола Оровчанец во помошта за статистичката обработка на податоците.

Последно, но и најважно, благодарност на Роберт, Михаела, Максим и целото мое семејство за безусловната љубов и поддршка која ме направи тоа што сум.

Надица Јанева

СОДРЖИНА

АПСТРАКТ	1
ABSTRACT	4
Листа на скратеници кои се користени во текстот	7
1. ВОВЕД	9
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА	15
2.1. Литературен преглед на историскиот развој на компјутерски помогнатата технологија за изработка на ТП	16
2.2. Литературен преглед на предностите на CAD/CAM ТП.....	17
2.3. Литературен преглед на физичките карактеристики на CAD/CAM ТП – димензионална прецизност на протезната база.....	19
2.4. Литературен преглед на механичките карактеристики на CAD/CAM ТП	21
3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	24
4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД	26
4.1. Материјали и метод за испитување на физичките карактеристики на протезната база на ТП – димензионална стабилност и прецизност.....	26
4.1.1. Референтен мастер-модел	26
4.1.2. Мастер референтна CAD/CAM ТП	28
4.1.3. Испитувани групи	30
4.1.4. Протокол на припрема и скенирање на примероците за испитување	32
4.1.5. Метод на испитување на девијација на протезна база	35
4.2. Материјали и методи за испитување на механичките карактеристики на ТП	38
4.2.1. Испитувани групи	38
4.2.2. Протокол на припрема на примероците за испитување	39
4.2.2.1. Припрема на акрилатни примероци за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност	41
4.2.2.2. Припрема на акрилатни примероци за испитување на отпорноста на кршење	42
4.2.3. Протокол за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност	44
4.2.4. Протокол за испитување на отпорност на кршење	46
5. МЕТОД НА СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА	49
6. РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО	51

6.1. Резултати од испитување на физичките карактеристики на протезната база на ТП – димензионална стабилност и прецизност	51
6.1.1. Конвенционални ТП	51
6.1.1.1. Параметар – Вестибуларен раб	51
6.1.1.2. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб	53
6.1.1.3. Параметар – Највисока површина на алвеоларен гребен	55
6.1.1.4. Параметар – Медијална линија на палатиналната плоча.....	57
6.1.1.5. Параметар – Фарингеална граница	59
6.1.1.6. Параметар – Палатинална плоча	60
6.1.2. ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника.....	62
6.1.2.1. Параметар – Вестибуларен раб	62
6.1.2.2. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб	64
6.1.2.3. Параметар – Највисока површина на алвеоларен гребен	66
6.1.2.4. Параметар – Медијална линија на палатиналната плоча	68
6.1.2.5. Параметар – Фарингеална граница.....	70
6.1.2.6. Параметар – Палатинална плоча	72
6.1.3. ТП изработени со CAD/CAM-технологија	74
6.1.3.1. Параметар – Вестибуларен раб	74
6.1.3.2. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб	76
6.1.3.3. Параметар – Највисока површина на алвеоларен гребен	78
6.1.3.4. Параметар – Медијална линија на палатиналната плоча	80
6.1.3.5. Параметар – Фарингеална граница	82
6.1.3.6. Параметар – Палатинална плоча	84
6.1.4. Разлика помеѓу групи	86
6.1.4.1. Параметар – Вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода	86
6.1.4.2. Параметар – Вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода	86
6.1.4.3. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена во вода	87
6.1.4.4. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена во вода	87
6.1.4.5. Параметар – Највисока површина на алвеоларен гребен по 2 дена во вода	89
6.1.4.6. Параметар – Највисока површина на алвеоларен гребен по 30 дена во вода	90
6.1.4.7. Параметар – Медијална линија на палатиналната плоча по 2 дена во вода	90
6.1.4.8. Параметар – Медијална линија на палатиналната плоча по 30 дена во вода	92
6.1.4.9. Параметар – Фарингеална граница по 2 дена во вода	93
6.1.4.10. Параметар – Фарингеална граница по 30 дена во вода	93
6.1.4.11. Параметар – Палатинална плоча по 2 дена во вода	94
6.1.4.12. Параметар – Палатинална плоча по 30 дена во вода	94
6.1.4.13. Прецизност и репродуктивност кај тестираните техники на изработка	95

6.2. Резултати од испитување на механичките карактеристики на протезната база на ТП.....	97
6.2.1. Резултати од испитување на отпорност на свиткување и модул на еластичност	97
6.2.1.1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника на компресионо обликување и топла полимеризација на ПММА-акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin)	97
6.2.1.2. Акрилатни примероци изработени со инјекционо обликување со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivoclar High Impact)	98
6.2.1.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident).....	100
6.2.1.4. Разлика помеѓу испитуваните групи во отпорноста на свиткување и модулот на еластичност	101
6.2.1.4.1. Разлика во отпорноста на свиткување	101
6.2.1.4.2. Разлика во модулот на еластичност	103
6.2.1.5. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност	105
6.2.1.5.1. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност кај Triplex	105
6.2.1.5.2. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модулот на еластичност кај Ivoclar	106
6.2.1.5.3. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модулот на еластичност кај Polident	107
6.2.2. Резултати од испитување на отпорност на кршење	108
6.2.2.1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin)	108
6.2.2.2. Акрилатни примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivoclar High Impact)	109
6.2.2.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident)	111
6.2.2.4. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење	112
6.2.2.4.1. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување.....	112
6.2.2.4.2. Разлика помеѓу испитуваните групи на отпорност на кршење	114
6.2.2.5. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување	116
6.2.2.5.1. Корелација помеѓу отпорност на кршење и	

максималната сила на оптоварување кај Triplex	116
6.2.2.5.2. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максимална сила на оптоварување кај Ivobase	117
6.2.2.5.3. Корелација на отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување кај Polident	118
7. ДИСКУСИЈА	119
7.1. Дискусија на резултатите од испитување на физичките карактеристики на протезната база на ТП – димензионална стабилност и прецизност	119
7.2. Дискусија на резултатите од испитување на механичките карактеристики на протезната база на ТП	125
8. ЗАКЛУЧОЦИ	132
ЛИТЕРАТУРА	134

АПСТРАКТ

Влезот на computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) технологијата за изработка на тотални протези (ТП), отвори нова ера во мобилната протетика и наметна големи очекувања во надминувањето на сите недостатоци, поврзани со конвенционалните методи на изработка. Податоците во денталната литература, кои би ги потврдиле предностите на CAD/CAM ТП, се недоволни.

Цел: Целта на оваа ин витро студија беше да се евалуира димензионалната стабилност и прецизност на протезната база на ТП, изработена со CAD/CAM-технологијата, и да се компарира со протезните бази на ТП, изработени со техниката на инјекционо обликување и конвенционалната техника на компресионо обликување. Исто така, да се евалуираат и компарираат механичките карактеристики на: CAD/CAM акрилатниот материјал за изработка на протезна база, инјекционо обликуваниот ПММА (полиметил метакрилат) и конвенционалниот топлополимеризиран ПММА-материјал за протезна база.

Материјали и методи: Евалуацијата на димензионалната стабилност и прецизност на протезната база на ТП беше изведена на 30 ТП, изработени со три различни техники: конвенционална техника на компресионо обликување, техника на инјекционо обликување (Ivoclar™) и CAD/CAM (AvaDent™) технологија. Беше изработен референтен мастер-модел со метална база од кобалт-хром легурата, скениран и пратен во форма на STL-фајл во AvaDent (Global Dental Science), за дизајнирање и изработка на мастер ТП. Од референтниот мастер-модел, беа излеани 30 гипсени модела и скенирани со 3-D оптички скенер (New Way, Open Technologies). Десет STL-фајла, од скенираните модели, беа пратени во AvaDent за изработка на 10 ТП со ист дизајн, како и мастер ТП. CAD/CAM мастер ТП служеше како референтен модел за изработка на 20 стандардизирани ТП со другите техники (за секоја група по 10). Сите 30 ТП беа потопени во дестилирана вода, во времетраење од 30 дена. Базалната површина на ТП беше скенирана двапати, по период од 2 до 3 дена и по период од 30 дена од потопувањето во вода. Со употреба на 3-D софтверот за совпаѓање на површините (Geomagic Qualify, 3D Systems), скенираните податоци, во форма на STL-фајл, од сите ТП беа суперпонирани со

скенираните податоци во STL-форма, на соодветните гипсени модели. Мерењето на отстојувањето или компресијата помеѓу скенираната базална површина на ТП и скенираниот гипсен модел беше вршено во повеќе точки во 6 регии од интерес.

За евалуација и компарација на механичките карактеристики на ПММА-материјалите за изработка на протезна база, беа изработени 72 правоаголни акрилатни примерока со трите испитувани техники: компресионо обликуван, топлополимеризиран (Triplex, Ivoclar), инјекционо обликуван (Ivobase High Impact, Ivoclar) и CAD/CAM ПММА-материјал за протезна база (CAD/CAD Disc Basic, Polident). Испитувањето на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност беше извршено со Тест на свиткување на три точки, а отпорноста на фрактура со Модифициран тест на свиткување на универзалната тестирачка машина Schimadzu AGS-X6. За секоја испитувана група беа припремени по 12 акрилатни примерока, со соодветни димензии за изведување на двата теста. Обработката и припремата на примероците, во соодветна димензија, за секое истражување, како и апаратурата и протоколот за изведување на тестирањата се вршеше во согласност со протоколот предвиден во последниот ISO-стандард за полимери за протезна база (ISO 20795-1:2013).

Статистичката анализа на податоците беше изведена со дескриптивна статистика, Крускал-Валисовата анализа (Kruskal-Wallis) на варијанса, медијана и интерквартален опсег за рангирање на трите техники за изработка на ТП.

Резултати: Врз основа на рангирањето на резултатите со медијана и интерквартален опсег, CAD/CAM-техниката покажа најдобра комбинација на прецизност на протезната база и репродуктивност (константност на техниката во прецизност на изработка на ТП). Крускал-Валисовата анализа покажа сигнификантно поголема прецизност на базата на CAD/CAM ТП, во пределот на вестибуларната површина. Инјекционата техника покажа сигнификантно повисока прецизност во однос на конвенционалната техника, во пределот на палатиналната регија.

CAD/CAM акрилатните примероци покажаа највисока средна вредност на отпорност на свиткување (121,53 МПа), највисока средна вредност на модулот на еластичност (3122,94 МПа) и највисока средна вредност на отпорност на фрактура (115,70 N). Конвенционалните топлополимеризирани акрилатни примероци

покажаа најниска средна вредност на отпорност на свиткување (78,68 МПа), најниска средна вредност на модулот на еластичност (2435,58 МПа) и најниска средна вредност на отпорност на фрактура (88,02 N). За сите три испитувани механички карактеристики, вредностите кај CAD/CAM-примероците се сигнификантно поголеми во однос на другите две испитувани техники. Инјекцијно обликуваниот ПММА-материјал, покажа сигнификантно повисока отпорност на фрактура од конвенционалниот топлополимеризиран ПММА-материјал за протезна база.

Заклучок: Високата прецизност на протезната база на CAD/CAM ТП кон лежиштето на ТП, би значела подобра ретенција, подобра мастикаторна способност, а со тоа и подобар квалитет на животот кај носителите на ТП.

Подобрените механички карактеристики на CAD/CAM ТП би довеле до намалување на честите фрактури на ТП, посебно кај пациентите со јака мастикаторна мускулатура или во случаи каде што има повторувани фрактури на ТП.

Клучни зборови: CAD/CAM, тотална протеза, протезна база, ПММА, димензионална прецизност, отпорност на свиткување, модул на еластичност и отпорност на фрактура.

ABSTRACT

Statement of problem: The inclusion of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technology into complete denture (CD) fabrication opens a new era in the removable prosthodontics. CAD/CAM CD is anticipated to overcome the disadvantages associated with traditional methods of fabrication. Currently, in-vitro studies that confirm the expectations of this technique are lacking in the literature.

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the dimensional stability and trueness of CAD/CAM fabricated denture bases and to compare it with denture bases, fabricated with injection-molding and conventional compression-molding technique. Also, to evaluate and compare mechanical properties of CAD/CAM denture base resins, injection-molded, and compression-molded heat-polymerized PMMA resin.

Materials and methods: Evaluation of the dimensional stability and trueness of the denture bases was conducted on thirty CDs, fabricated by three different fabrication techniques (compression-molding, injection-molding (Ivocap™), and CAD/CAM technique (AvaDent™)). A master reference model was fabricated with a base of cobalt-chrome alloy, scanned with a 3-D laboratory scanner (New Way, Open Technologies), and data in STL file format sent to AvaDent (Global Dental Science) for designing and fabrication of a master CD. A master model was duplicated and 30 gypsum casts were made, and scanned. 10 STL files from the scanned casts were sent to AvaDent for fabrication of 10 CDs with the same design as the master CAD/CAM CD. The CAD/CAM master CD was used as a reference for the fabrication of 10 CDs with an injection-molding technique and 10 CDs with a conventional technique using heat-polymerized PMMA resin. All 30 CDs were immersed in distilled water for 30 days. The intaglio surface of CDs was scanned twice, after 2 days and after 30 days. With the using of 3-D software (Geomagic Qualify, 3-D Systems), the STL file of each denture was super-imposed with the STL file of the corresponding gypsum cast. Measurements were made between the cast and the intaglio surface of the CDs at six areas of interest.

Evaluation and a comparison of the mechanical properties of denture base resins were performed on 72 rectangular acrylic specimens fabricated by three different techniques (conventional heat-polymerized PMMA (Triplex, Ivoclar), injection-molded

PMMA (Ivobase High Impact, Ivoclar), and CAD/CAM PMMA denture base resins (CAD/CAD Disc Basic, Polident)). Flexural strength and flexural modulus of each group of PMMA resins were tested using a three-point bending test. Fracture toughness was measured using a modified three-point bending test and universal testing machine (Schimadzu AGS-X). For each study group, 12 acrylic specimens were prepared for the two different tests. Preparation of the specimens and the testing procedures were carried out according to the international specification for denture base polymers ISO 20795-1:2013.

Data were analyzed using Descriptive Statistics, Kruskal-Wallis analysis of variance to assess differences between groups for each parameter, and median and interquartile range.

Results: Based on median and interquartile range, CAD/CAM CDs showed the highest accuracy of the denture base, and the CAD/CAM technique showed the highest reproducibility in the fabrication of accurate CDs. Kruskal-Wallis analysis of variance showed that the accuracy of the CAD/CAM denture base was significantly better in the area of vestibular flange than injection-molding and conventional technique. About concerning the other areas of interest, there was no significant difference. Injection-molding technique showed a significant better base adaptation than conventional technique in the area of palate.

CAD/CAM specimens demonstrated the highest mean flexural strength (121.53 MPa), flexural modulus (3122.94 MPa), and fracture toughness (115.70 N). The conventional heat-cured specimens showed the lowest mean flexural strength (78.68 MPa), flexural modulus (2435.58 MPa), and fracture toughness (88.02 N). For all three mechanical properties, results for CAD/CAM denture base resin were significantly higher than the other two denture resin. The injection-molded resin showed significant higher fracture toughness than a conventional heat-polymerized resin.

Conclusion: In terms of dimensional stability and accuracy of the denture base, CAD/CAM technique was superior to injection-molding and conventional technique. The dimensional precision of the denture base is the most important factor for better retention, more efficient masticatory ability, and better quality of life of denture wearers.

Enhanced mechanical properties of CAD/CAM denture base resins will contribute in decreasing the high incidence of fracture of CDs, especially where increased masticatory loads are anticipated.

Key words: CAD/CAM, complete denture, denture base, PMMA resin, dimensional accuracy, flexural strength, flexural modulus, fracture toughness.

Скратеници кои се користени во текстот:

ТП – тотална протеза

ПММА – полиметил метакрилат

CAD/CAM – Computer-aided design/Computer-aided manufacturing

3-D – тридимензионално

CNC – Computer numerical control

RP – Rapid prototyping

STL – Stereolithography

CBCT – Cone beam computed tomography

ISO – International standard organization

Кратенки за единици мерки:

МПа – мегапаскал

ГПа – гигапаскал

N - њутн

mm - милиметар

μm – микрометар

h - час

min - минута

sec – секунда

g - грам

ml - милилитар

1. ВОВЕД

Едентулизмот или тоталната беззабност се смета за инвалидитет и голем орално-здравствен проблем, насекаде во светот⁽¹⁾. Оваа состојба го компромитира оралното здравје, функциите на мастикацијата и говорот, естетскиот изглед, а со тоа и квалитетот на животот на индивидуата. Со зголемувањето на просечниот животен век на популацијата во развиените земји, се зголемува и потребата за протетичка рехабилитација на беззабните индивидуи. И покрај напредокот и можностите кои ги нуди импланто–протетичката терапија, поради разни анатомски, физиолошки или финансиски ограничувања, рехабилитацијата со тотални протези (ТП), изработени на конвенционален начин, останува прв избор за огромното мнозинство беззабни пациенти⁽²⁾.

Методите за изработка на ТП беа релативно непроменети уште од откривањето на полиметил метакрилатот (ПММА), во 1936 година, од Dr. Walter Wright⁽³⁾. ПММА спаѓа во групата вештачки смоли — полимер од големи молекули, составени од врзани серии на едноставни мономерии, кои хемиски се поврзуваат со реакцијата на полимеризација. Полимеризацијата може да биде иницирана на повеќе начина, па во зависност од составот и постапката на полимеризација, според ISO-стандардот бр. 20795-1:2013, полимерите за изработка на базата на протезите се категоризирани како: топлополимеризирачки, автополимеризирачки, термопластични плочи или прав, светлосно полимеризирачки и микробраново полимеризирачки полимери⁽⁴⁾. Најзастапен, а воедно и наједноставен начин на изработка на базите на мобилните протези, сè уште е со постапка на компресионо обликување и топла полимеризација (конвенционална, класична техника) на ПММА акрилатната смола⁽⁵⁾. Од воведувањето, ПММА е градивен материјал на избор за изработка на базите на ТП, што се должи на неговите клинички прифатливи и добри, иако неидеални карактеристики. Еден од главните недостатоци на ПММА е волуменската контракција од 6 % до 7 % при реакцијата на полимеризација, која води до димензионални промени на протезната база (0,45 % до 0,9 % линеарна дисторзија). Дополнителната дисторзија на протезната база се должи на коефициентот на термална експанзија на ПММА-материјалот⁽⁶⁾. Во обид да се

компензира тој недостатокот при реакцијата на полимеризација на ПММА и да се подобрат неговите карактеристики, се развиваат различни техники, а како најуспешна се издвојува инјекционата техника на континуирано вбризгување на ПММА под притисок, во строгоконтролирана полимеризациона процедура (во литературата позната како техника на инјекционо обликување на ПММА)⁽⁷⁾. Техниката на инјекционо обликување на ПММА (инјекциона техника) е за првпат опишана од Prior во 1942 година, а комерцијализирана, дури во 1970 година од Ivoclar како IVOCAR-техника⁽⁸⁾. Со овој метод се надминуваат некои од недостатоците што може да се јават кај конвенционалната техника со топла полимеризација, како што се: порозноста на материјалот, димензионалната нестабилност, намалената механичка отпорност и слично⁽⁹⁾. Во потрага по „идеален“ материјал за изработка на базите на протезите, во изминатите децении, произведени се и истражувани многу кополимери и други материјали, но поради високата цена на чинење и компликуваниот начин на ракување, не наоѓаат широка примена во клиничката практика⁽¹⁰⁾. Покрај недостатоците на материјалот, конвенционалниот протокол за изработка на ТП вклучува најмалку 5 клинички фази и обемни лабораториски постапки, кои им одземаат многу време на пациентот, протетичарот и забниот техничар.

Компјутерски помогнатата технологија, во функција на изработка на ТП, е нова метода, која се очекува да ги надмине сите недостатоци на традиционалните методи за изработка⁽¹¹⁾.

Според Гутувчевски, ТП претставува најгломазниот, но и најкомплицираниот вид протетичка изработка⁽¹²⁾. Токму комплексноста на постапките при изработката на ТП е причина поради која долго се чекаше за влез на дигиталната технологија во овој вид протетички изработки. Протоколот на изработка на ТП бара регистрација на клиничките информации на пациентот, нивни трансфер, евалуација, а потоа дизајнирање и креирање артифициелни супститути на забите и гингивата, кои треба да бидат во хармонија со усната празнина и изгледот на пациентот⁽¹³⁾.

Computer aided design/computer aided manufacturing — (CAD/CAM) технологијата — е област во денталната медицина која ги користи компјутерските

можности и софтверските алгоритми за дизајнирање и изработка на разни типови дентални реставрации. Оваа технологија може да вклучи:

- адитивно изработување (англ. additive manufacturing), како тридимензионалното (3-D) принтање, познато и како рапидно прототипирање (англ. rapid prototyping [RP]) или
- суптрактивно изработување (англ. subtractive manufacturing), како компјутеризираното нумеричко контролирано режење (англ. computer numerical control [CNC]).

Адитивното изработување или 3-D принтање користи слики од дигитален фајл за креирање објект со наслојување слоеви од избраниот материјал. При суптрактивната изработка, со CNC режење, се креира објект со материјализирање слики од дигитален фајл преку машинско сечење и режење блокови од одреден материјал за добивање на зададената геометрија⁽¹⁴⁾.

Континуираниот развој и технолошкиот напредок на CAD/CAM-технологијата во денталната медицина, овозможи развој на повеќе комерцијални системи за изработка на ТП во последните години. Заедничко за сите досегашни системи е скенирањето на клинички добиените податоци (отпечатоци и меѓувилочен регистрат) и дигиталното дизајнирање на ТП, а самата изработка на ТП може да е со:

- CNC режење на протезната база или на целата ТП (монолитни ТП) или
- целосно 3-D принтање на ТП или 3-D принтање на восочна или акрилатна протеза (наменета за да може пациентот да ја проба), следено од конвенционалната постапка за изработка на финалната ТП^(15,16).

Мнозинството производители на CAD/CAM протезни системи користат суптрактивна изработка.

Врз основа на терминологијата во денталната литература, ТП изработени со употреба на компјутер за дизајнирање и/или изработка се нарекуваат дигитални или CAD/CAM ТП⁽¹⁷⁾.

Воведувањето и еволуцијата на компјутерската технологијата во тоталното протезирање, донесе нов концепт на третман и изработка на ТП.

За таа цел, производителите на дентални материјали и опрема воведуваат свои клинички протоколи за изработка на дигиталните ТП во 2 до 3 посети на пациентот. Протоколите за работа на постоечките комерцијални CAD/CAM протезни системи, се состојат од комбинација на мануелни и дигитални постапки за клиничките и лабораториските фази за компјутерски помогнатата изработка на ТП. Производителите на дентални материјали нудат дополнителни помагала и алатки (лесноадаптибилни термопластични лажици за земање функционален отпечаток, алатки за регистрирање на вертикалниот и хоризонталниот меѓувиличен сооднос и сл.), кои овозможуваат земањето дефинитивен отпечаток, регистрирањето на меѓувиличните односи и изборот на заби да се изведе во една клиничка фаза и предавањето на готовата дигитална ТП да биде на втората клиничка посета (во 3 посети доколку се бара изработка на пробна протеза за да се направи проба на забите)⁽¹⁸⁾. Перспективата за подобрување на протоколите за работа е во воведување интраорални 3-D скенери за дигитални отпечатоци на беззабните алвеоларни гребени, процедура која бара регистрација со динамични движења на мускулите и вилиците^(19,20). Интраоралното скенирање на беззабната усна празнина, сè уште претставува голем предизвик бидејќи функционалните и динамичките движења на меките ткива не можат прецизно да се регистрираат во дигитална форма. Дислокацијата на меките ткива и резилиенцијата на оралната слuzница, исто така, влијаат на квалитетот на директниот дигитален отпечаток⁽¹⁶⁾.

Фазата на дигитално дизајнирање на ТП со CAD/CAM-технологијата, започнува во лабораторија, со дигитализација на клиничките информации од пациентот (отпечатоците и регистрираниот меѓувиличен сооднос, со означени ориентациони линии) со светлосната скенинг-технологија (тридимензионален [3-D] скенер). Скенираните податоци се пренесуваат во компјутерскиот софтвер (CAD) за изработка на ТП и на добиените виртуелни работни модели, започнува процесот на дизајнирање на идните ТП. Виртуелниот максиларен и мандибуларен модел, со означени битни анатомски структури, се поставува на виртуелниот меѓувиличен сооднос во STL-форма. Врз основа на зададената оклузална шема се редат избраните заби од библиотеката на заби, која ја содржи секој софтвер за ТП. Резултатот е дигитални модели во оклузија. Последниот чекор при дизајнирање ТП е креирање и дизајнирање на протезната база. Кога виртуелните ТП се комплетно

дизајнирани, дигиталниот запис се трансферира во машински код и се пристапува кон целосно автоматизирано режење на протезната база од полимеризираниот акрилатен блок во CNC-машината (CAM)⁽²¹⁾.

Втората мануелна постапка при изработката на ТП е бондирање на акрилатните заби, во соодветните лежишта за нив, на протезната база. Кај повеќето CAD/CAM-системи, процесот на режење продуцира протезни бази со прилагодени лежишта за инсерција на акрилатните заби во согласност со дигитално дизајнираната оклузија. Досега, само AvaDent (Global Dental Science LLC) и Baltic Denture System (Merz Dental GmbH) CAD/CAM протезните системи овозможуваат изработка на монолитни ТП од повеќеслоен, полихроматски акрилатен блок. Повеќето компании користат суптрактивна изработка на ТП, само DENTCA/Whole You (Dentca, Inc; Whole You, Inc) нудат адитивна техника⁽¹⁸⁾. Дигиталниот запис, во форма на STL-фајл (STereoLytography), се складира во базата на податоци.

Модифицираниот клинички протокол за дигитално изработување на ТП, значително ги намалува бројот и времетраењето на клиничките фази и на целокупната изработка на ТП⁽¹¹⁾.

Предност на овој начин на изработка е и дигиталната архива на податоци и можноста за изработка на нови идентични ТП без клиничките фази. Ова е посебно значајно кај геријатриските пациенти⁽¹⁵⁾.

Автоматизирањето на лабораториските чекори во изработката на ТП се очекува да допринесе во постојан квалитет на ТП, поради сите недостатоци кои ги имаат конвенционалните лабораториски фази и можноста за грешки на забниот техничар.

Покрај предностите во начинот на изработка, значително подобрување на квалитетот на ТП се очекува и поради подобрените физички и механички карактеристики на материјалот од кој се режат протезните бази⁽¹¹⁾. Индустриски полимеризираниот ПММА-блок се полимеризира под посебни услови, со инјекциона постапка, под висока температура и притисок. Високиот притисок при полимеризацијата води до формирање подолги полимерни ланци и повисок степен на конверзија на мономерот со помали вредности на резидуалниот мономер. Отсуството или намаленото присуството на резидуален метакрилат

мономер во акрилатот ги подобрува механичките карактеристики и битно влијае на биокомпатибилноста на материјалот^(11,22). Резидуалниот метакрилат мономер се смета за одговорен за алергиските и цитотоксичните реакции на материјалите за изработка на протезната база⁽²³⁾. Висококондензираниот и вмрежен блок, добиен на овој начин, е многу повеќе хидрофобен, што би резултирало со подобри биохигиенски карактеристики на дигиталните протези.

Со суптрактивната изработката на ТП, односно нивно режење од веќе полимеризиран акрилатен блок, се очекува конечно да се надмине проблемот од контракцијата при полимеризација на ПММА и феноменот на димензионална дисторзија на ТП. Постигнувањето максималната конгруенција меѓу протезната база и потпротезните ткива е круцијален фактор кој го детерминира квалитетот на ТП. Ретенцијата, стабилноста, а со тоа и мастикаторните перформанси и говорот директно зависат од интимното налегнување на ТП на потпротезните ткива. Оваа предност на CAD/CAM ТП и подобрените механички карактеристики на акрилатните блокови одат во прилог на очекуваното намалување на високиот процент на фрактури присутен кај ТП, изработени со традиционалните методи⁽¹¹⁾.

Со оглед на релативно краткиот период од воведувањето на CAD/CAM-технологијата за изработка на ТП, податоците во денталната литература, кои ги потврдуваат големите очекувања од оваа технологија, се лимитирани.

Токму поради тоа, предмет на истражување во оваа докторска дисертација се физичките (димензионалната стабилност и прецизност на протезната база) и механичките карактеристики на ТП, изработени со CAD/CAM-технологија, и нивна компарација со конвенционалните, компресионо обликувани, топлополимеризирани ТП („златен стандард“) и ТП изработени со техниката на инјекционо обликување.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

Губитокот на забите и пронаоѓањето материјали и техники за нивна замена, не е нова идеја. Иако постојат докази за изработка на протези уште од Стариот Египет, првите податоци во литературата се однесуваат за протези од XVI век, изработени од фемур коската од бик, кои биле пронајдени во Швајцарија^(24,25). До пронаоѓањето на вулканизираната тврда гума (вулканит), во средината на XVIII век, протезите биле изработувани од материјали од животинско потекло, дрво, емајлирани метали, порцелан и злато. Процесот на изработка на протези од вулканит бил технички многу сензитивен, а протезите со лоша естетика (кафеава до сива боја), со лош вкус и мирис. Сепак, протезите изработени од вулканит биле првите функционални протези⁽²⁴⁾. На почетокот на XX век, белгискиот хемичар Baekeland ја открива синтетичката смола (фенол формалдехид), која станува позната како бакелит^(24,25). Протезните бази изработени од бакелит, иако не биле популарни поради недостатокот на димензионална стабилност во устата, се користеле, сè до пронаоѓањето на ПММА. Во првите 4 години од пронаоѓањето на ПММА, 90 — 95 % од сите протези биле изработувани од овој материјал⁽³⁾. Физичките и естетските карактеристики, заедно со начинот на ракување, биле голем напредок во однос на дотогашните материјали.

Денес, ПММА е материјал на избор за изработка на базите на ТП, иако има и свои недостатоци и не ги исполнува сите барања за идеален материјал за изработка на протезните бази на ТП⁽²⁸⁾.

Напредокот на технологијата за изработка на ТП се развива во правец на подобрување на карактеристиките на ПММА акрилатниот материјал, пред сè на подобрување на димензионалната стабилност, неговата поголема отпорност и намалување на резидуалниот мономер по изработката. Многу различни техники за изработка на ТП се развиени за да ја подобрат и поедностават полимеризационата техника и да го намалат времето кое е потребно за изработка. Правени се и обиди за скратување на бројот на клиничките фази на изработка на ТП (симплифицирана техника), со цел изработката да биде побрза и поевтина⁽²⁹⁾.

Компјутеризираната дентална медицина, особено примената на CAD/CAM-технологија, бележи драматичен раст и напредок во изминатите 30 години и

неповратно се интегрира во секојдневната клиничка практика. Успехот на дигиталната технологија на полето на фиксната и имплантопротетиката, ја наметна потребата таа да се прошири и на полето на мобилните протетички реставрации, најпрво за изработка на парцијални скелетирани протези, а во поново време и за изработка на ТП⁽³⁰⁾.

2.1. Литературен преглед на историскиот развој на компјутерски помогнатата технологија за изработка на ТП

Првите објавени научни трудови за употребата на компјутерски помогнатите системи за изработка на ТП се во правец на истражување и развој на концептот на изработка.

Во 1994 година, Maeda и сор. користат 3-D ласер литографска (LL) машина за изработка на базата на ТП од фотополимеризиран акрилатен материјал и надворешна пластична лушпа од дентицијата, која се исполнува со акрилатна смола⁽²⁶⁾.

Неколку години подоцна, Kawahata и сор. презентираат метод на дигитално реплицирање на ТП од пациент со CAD/CAM-технологија. Контурите на ТП се регистрираат со камера, потпомогната со ласер, а со CNC-процесор се реже блок од восок за изработка на реплика на ТП⁽³¹⁾.

Поради комплексноста на постапките, потребни беа 10 години до следната студија, која презентира CAD/CAM-метод за изработка на ТП. Sun и сор. вршат 3-D ласерско скенирање на беззабни гипсени модели и восочни шаблони со регистриран меѓувилочен сооднос и на добиените виртуелни модели дигитално поставуваат заби. Со RP-технологија изработуваат индивидуални физички модели на кои ТП се работат на конвенционален начин⁽³²⁾.

Kanazawa и сор. ја воведуваат компјутерската томографија со конусен зрак (англ. cone beam computed tomography [CBCT]), за скенирање постоечки ТП на пациент, за потоа на добиениот скен од протезната база, виртуелно да постават заби. Базата на ТП се изработува на CNC-машина од блок од прозиран акрилатен материјал и забите мануелно се бондираат во отворите, наменети за нив, на базата⁽³³⁾.

Во 2012 година, Inokoshi и сор. презентираат студија за изработка на восочни протези за проба на забите со RP-метод и ги компарираат со конвенционално изработените восочни протези за проба на забите⁽³⁴⁾.

Goodacre и сор. воведуваат клиничка постапка за земање отпечаток, со отпечатување на морфологијата за протезна база и мускуларната и фонетската позиција на забите. Регистрираните клинички информации се скенираат, протезните бази виртуелно се дизајнираат и режат од розе акрилатен материјал. Истите автори предлагаат и прототип 3-D-програм за постава на забите⁽³⁵⁾.

Конечно, во 2013 година, Katadiyil и сор. публикуваат приказ на случаи со постапките за изработка на дигитални ТП со првите два CAD/CAM комерцијални протезни системи: AvaDent дигитални протези (Global Dental Science LLC, Scottsdale, Arizona) и Dentca CAD/CAM протезен систем (Dentca Inc., Los Angeles)⁽¹⁵⁾.

Следната година, Infante и сор. ја презентираат техниката на изработка на ТП со AvaDent системот, заедно со клиничкиот протокол на земање отпечаток, регистрирање на меѓувилничниот сооднос и одредување на позицијата на anteriорните заби, во една клиничка фаза. Тоа е протезен систем кој овозможува изработка на ТП во две клинички фази⁽¹¹⁾.

2.2. Литературен преглед на предностите на CAD/CAM ТП

Влезот на CAD/CAM-технологијата во изработката на ТП, компјутерското дизајнирање и 5-осовинското режење на ТП, заедно со полимеризираниот ПММА-блок од кој се изработуваат, се очекува да ги надмине сите недостатоци на конвенционалните методи на изработка^(36,37).

Една од главните предности, која се истакнува во првите студии за ТП, изработени со CAD/CAM-технологија, е намалениот број клинички фази и намаленото потребно време за изработка во однос на конвенционалниот протокол^(11,16,38,39).

Во клиничката студија на Saronago и сор., средниот број посети на пациентите за изработка на дигитални ТП е 2,39; што допринесува за зголемено задоволство на пациентите. Кај 24,44 % од пациентите вклучени во студијата,

CAD/CAM ТП не се предадени на пациентот на втората посета (иако протоколот од производителот тоа го овозможува), како резултат на неправилно регистриран меѓувиличен сооднос, неприфатлива естетика и изменет говор. Тоа го наметнува заклучокот за потреба од изработка на пробна протеза, односно за фазата на проба на забите⁽³⁸⁾.

Kattadiyil и сор., освен намалениот број посети на пациентите, го истакнуваат и значително намаленото потребно клиничко време за изработка, 205 min помалку во споредба со конвенционалниот протокол⁽³⁹⁾.

Во пилот-студијата на Schwindling и Stober, изработката на CAD/CAM ТП со системот Weiland Dental се одвива во 4 клинички фази, со вклучена фаза на проба на забите⁽⁴⁰⁾.

Друга значајна предност која произлегува од компаративните клинички студии за задоволството на пациентите и компаративната клиничка процена на CAD/CAM и конвенционалните ТП е сигнификантно поголемата ретенција, подобрата мастикација и поголемиот комфор кај пациентите со ТП, изработени со дигиталната технологија^(38,39).

Задоволството на пациентите од сите испитувани параметри на дигиталните ТП е 80 % во студијата на Kattadiyil и сор., што е во согласност со студијата на Bidra и сор. — 79 %^(39,41). Незадоволство на пациентите во студиите (во однос на естетика, комфор и оклузија) е забележано кај пациенти кои се оквалификувани како строги и хистерични. Поради тоа, се потенцира потребата од правилен избор на пациенти за овој вид терапија.

Не помалку значајно е и електронското архивирање на CAD-фајловите со сите клинички податоци од пациентот, заедно со дизајнот на изработените протези, што овозможува изработка на резервни или нови протези во случај на нивно кршење или губење, без клиничките фази⁽¹¹⁾.

2.3. Литературен преглед на физичките карактеристики на CAD/CAM ТП – димензионална прецизност на протезната база

Еден од главните недостатоци на ПММА за изработка на ТП, со досегашните техники е контракцијата, при негова полимеризација, ладење и обработка, која води до димензионални промени на протезната база. Истражувањата утврдуваат дека полимеризационата контракција влијае на базата на ТП во два правца: контракција и експанзија на базата. Полимеризационата контракција кај топлополимеризирачкиот акрилат се одвива во сите правци (се нарекува и „twisting“ на протезната база), со просечна линеарна контракција од 0,45 % до 0,55 % и волуменска контракција од 7 %^(43,44,45). ПММА протезната база се експандира во влажна средина, со линеарна експанзија од 0,23 % за секој 1 % зголемување на тежината⁽⁷⁾.

Најразлични методи се користени за евалуација на обемот и локацијата на димензионалните промени на ПММА-материјалите за протезна база, од субјективна евалуација на прецизноста на налегнување на базата, преку линеарни мерења помеѓу точки, мерења на отстојувањата на постериорната палатинална граница, сè до денешните оптички 3-D мерни техники на формата на објектот^(36,43,47). Линеарните мерења помеѓу точки не го земаат предвид севкупното влијание на деформацијата при изработка на комплексната 3-D форма на протезната база. Поради тоа, клиничката релевантност на податоците за димензионалната деформација на ПММА, во постарите студии кои го користеле овој метод, е дискутабилна. Современите ласери или контактни скенери даваат нумерички податоци за целокупната деформација на базата на ТП⁽⁴²⁾. Со употребата на новите технологии, скенираните фајлови на ТП и соодветните модели може да се суперпонираат и анализираат со компјутерски софтвер⁽³⁶⁾.

Досега, димензионалната точност на CAD/CAM изработените ТП во однос на конвенционално изработените е предмет на истражување на неколку студии.

Првата публикувана студија од Goodacre и сор., која ја компарира адаптацијата на протезната база меѓу CAD/CAM (AvaDent протезен систем) ТП и ТП изработени со три различни традиционални техники ја потврдува

супериорноста на CAD/CAM ТП во смисла на висока димензионална прецизност кон лежиштето и можност за репродукција⁽³⁶⁾.

За разлика од првата студија, во ин витро студијата на Srinivasan и сор., при компарацијата на CAD/CAM ТП и ТП изработени со конвенционална метода со топла полимеризација и со инјекциона метода, не се добиени сигнификантни разлики во димензионалната точност на целокупната протезна база кај трите метода на изработка. CAD/CAM ТП покажуваат сигнификантно подобро налегнување, само во вестибуларниот дел, што во клинички контекст би можело да значи подобрена атхезија на ТП и обезбедување поинтимен внатрешен вентилан учинок⁽⁴⁷⁾.

Steinmassl и сор. ја испитуваат конгруенцијата на протезната база со потпротезните ткива на четири различни комерцијално достапни CAD/CAM протезни системи (AvaDent, Merz Dental, Whole You, Wieland/Ivoclar) и ја компарираат со конвенционално изработените протезни бази (со долговременска топла полимеризација). Сите CAD/CAM протезни бази покажуваат повисока конгруенција со мастер-моделот во однос на конвенционално изработените протезни бази⁽⁴⁸⁾.

Stawarczyk и сор., прават анализа на прецизноста на базата на CAD/CAM восочните протези за проба и финално изработените конвенционални ТП. Во директна компарација помеѓу максиларните восочни протези за проба и финалните конвенционални ТП, конвенционалните покажуваат поголема девијација. Девијациите настануваат во пределот на забите и во дисталните делови на протезната база. Мандибуларните восочни протези за проба и мандибуларните финални конвенционални протези покажуваат подеднаква девијација во дисталните делови, но девијацијата на оклузалните површини на забите е поголема кај конвенционалните ТП⁽⁴⁹⁾.

Наодите на неколкуте ин витро студии за подобро налегнување на ТП, изработени со CAD/CAM-технологија, ја објаснуваат забележаната подобра ретенција кај овие протези во клиничките студии^(38,39,40,41). Интимното налегнување на ТП, на лежиштето, е најважниот фактор за добра ретенција на ТП⁽⁵⁰⁾.

2.4. Литературен преглед на механичките карактеристики на CAD/CAM ТП

Важен предуслов за материјалот за изработка на ТП да биде успешен се и добрите механички карактеристики. Многу клинички студии, вклучувајќи ги и оние од понов датум, кои ја истражуваат инциденцата и причините за фрактури на протезите, заклучуваат дека механичките карактеристики на ПММА се незадоволувачки^(51,52,53). Според податоците во литературата, кај 68 % од протезите доаѓа до фрактура во првите неколку години на користење, додека на 39 % од ТП им е потребна некаква репаратура во првите три години^(54,55,56).

Фрактурата на протезата, интраорално, освен како резултат на слаби механички карактеристики на материјалот, настанува и поради неадекватна ретенција, стабилност или неадекватно налегнување на протезната база на потпротезните ткива. Понатаму, како причини се наведуваат и промените во дебелината на материјалот, присуството на пукнатини и порозност, инкорпорирани во протезната база (грешки во лабораториската изработка)⁽⁵⁷⁾.

Изработката на ТП со CAD/CAM-технологија со режење од полимеризиран ПММА акрилатен блок, ја елиминира можноста за контракција или деформација на протезната база, а со тоа и на нерамномерно налегнување на лежиштето на протезата⁽¹¹⁾. Дополнително, производителите на ПММА-блокови тврдат дека тие се без порозност, со намален резидуален мономер и со зголемена цврстина и отпорност⁽⁵⁸⁾. Сите овие фактори одат во прилог на очекуваното надминување на причините за фрактура и подобри механички карактеристики на CAD/CAM изработените ТП.

Студиите во денталната литература, кои ги поткрепуваат тврдењата на производителите за подобрени механичките карактеристики на CAD/CAM ТП, се недоволни и делумно контрадикторни.

Во студијата на Srinivasan и сор., се евалуира биокомпатибилноста, механичките карактеристики и површинската рапавост на полимеризираниот ПММА-блок за CAD/CAM ТП и конвенционалниот топлополимеризиран ПММА-материјал. Тестираниот CAD/CAM ПММА е еднакво биокомпатибилен со конвенционалниот, но со подобрени механички карактеристики. Според овие

автори, зголемената отпорност на оптеретување и повисокиот модул на еластичност може да значат клиничка предност на CAD/CAM ТП и за стоматологот и за пациентот, во смисла на можност за дизајнирање и изработка на ТП со помала дебелина на палатиналната плоча на максиларната протеза и помала инциденца за фрактури на истите⁽⁵⁹⁾.

Во студијата на Steinmassl P.A. и сор., за компарација на количеството на резидуален мономер меѓу конвенционалните и CAD/CAM изработените ТП (четири групи различни производители), иако не се утврдени помали вредности на ослободен мономер во однос на конвенционалните, утврдената сигнификантно зголемена густина на материјалот на CAD/CAM ТП од некои производители, може да сугерира повисок степен на кондензација и помала порозност, а со тоа и зголемена отпорност на кршење на CAD/CAM ТП⁽⁶⁰⁾. Сепак, според авторите, треба да се биде претпазлив со препораките за намалување на дебелината на протезната база кај CAD/CAM ТП. Ова тврдење го темелат на утврдената различна густина на ПММА-материјалот кај дигиталните ТП од различни производители.

Причината за фрактури на ТП е мултифакторијална и клиничките перформанси на акрилатните материјали е недоволно да се евалуираат, само со еден специфичен механички тест⁽⁵³⁾.

Al-Dwairi и сор. прават компарација на отпорноста на свиткување, на отпорноста на ударна сила и на модулот на еластичност на ПММА-акрилатите, за CAD/CAM ТП од два различни производитела, и на конвенционалниот, топлополимеризиран ПММА. Сите три испитувани параметри покажуваат подобри резултати кај CAD/CAM-групите во однос на конвенционалната, што може да се припише на единствениот начин на изработка на CAD/CAM ПММА материјалот (полимеризација со висока температура и притисок). Сепак, во една од CAD/CAM-групите се забележани варијации на механичките карактеристики меѓу примероците, што имплицира дека некои индустриски полимеризациони протоколи, можеби, не постигаат константно полимеризационо ниво⁽⁵⁶⁾.

Во студијата на Aguirre и сор., отпорноста на свиткување и модулот на еластичност на CAD/CAM-материјалот за протезна база се со сигнификантно поголеми вредности од вредностите на конвенционалните компресионо обликувани и инјекционо обликувани ПММА-материјали⁽⁶¹⁾.

Дополнителни информации за механичките својстава на акрилатните материјали дава и Тестот за отпорност на кршење (англ. fracture toughness test)⁽⁶²⁾.

Во неодамна објавената студија на Steinmassl O. и соп., се прикажани испитувања на отпорноста на фрактури и модулот на еластичност на CAD/CAM-акрилатите за протезна база (четири групи од различни производители) и се компарирани со конвенционалните топлополимеризирани и автополимеризирани акрилати, како контролни групи. Иако сите CAD/CAM акрилатни примероци покажуваат повисок модул на еластичност од контролните групи, само две групи на CAD/CAM акрилатните примероци покажуваат поголема отпорност на кршење (ширењето на предетерминираната пукнатина оди побавно при апликација на сила)⁽⁶³⁾. Овие резултати не одат во прилог на тврдењето за генерално подобрените механички карактеристики на сите материјали за изработка на дигитални ТП.

Анализата на досега објавените истражувања и неуниформните резултати и заклучоци, кои произлегуваат од нив, ја наметнува потребата за понатамошни испитувања кои навистина би ги поткрепиле високите очекувања од CAD/CAM-технологијата за тотално протезирање.

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Важноста на димензионалната стабилност и прецизност на базата на ТП за ретенцијата, стабилноста и зачувувањето на потпротезните структури во здрава состојба, како и отпорноста на фрактури, интраорално, се фактори од есенцијално значење за клиничките перформанси на ТП. Токму поради тоа, мотив за истражувањето во оваа докторска дисертација е да се даде допринос во одговорот на прашањето дали CAD/CAM ТП конечно ги надминуваат сите недостатоци, поврзани со традиционалните методи на изработка на ТП.

За реализирање на овој интерес, поставени се следните цели:

1. Испитување и компарација на димензионалната стабилност и прецизност на: базата на ТП, изработени со CAD/CAM-технологија, ТП изработени со компресионо обликување и топла полимеризација (конвенционална техника) и ТП изработени со техника на инјекционо обликување (инјекциона техника);

А. Евалуација по период од 2 до 3 дена од изработката на ТП, оставени во дестилирана вода;

Б. Евалуација по период од 30 дена на ТП во дестилирана вода.

2. Испитување и компарација на механичките карактеристики на ТП изработени со CAD/CAM-технологија, ТП изработени со компресионо обликување и топла полимеризација (конвенционална техника) и ТП изработени со техника на инјекционо обликување (инјекциона техника);

А. Мерење и компарација на отпорноста на свиткување (англ. flexural strength);

Б. Мерење и компарација на модулот на еластичност (англ. flexural modulus);

В. Мерење и компарација на отпорноста на кршење (англ. fracture toughness) и

Г. Испитување на корелацијата помеѓу различните механички карактеристики кај трите испитувани групи.

Во согласност со целите на истражувањето, поставени се следните две главни нулта хипотези:

1. Не постои статистички значајна разлика во димензионалната стабилност и прецизност на протезната база на CAD/CAM изработените ТП, на ТП изработени со конвенционална техника и ТП изработени со инјекциона техника и

2. Не постои статистички значајна разлика во механичките карактеристики на CAD/CAM изработените ТП, на ТП изработени со конвенционална техника и ТП изработени со инјекциона техника.

4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

Оваа ин витро студија беше спроведена на Универзитетскиот стоматолошки клинички центар „Св. Пантелејмон“ во Скопје. Сите примероци беа припремени во техниката за Мобилна протетика, со исклучок на CAD/CAM акрилатните материјали за испитување на физичките карактеристики кои беа изработени во AvaDent™. Испитувањата на физичките и механичките карактеристики на ПММА акрилатните материјали беа направени на Машинскиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје.

4.1. Материјали и метод за испитување на физичките карактеристики на протезната база на ТП – димензионална стабилност и прецизност

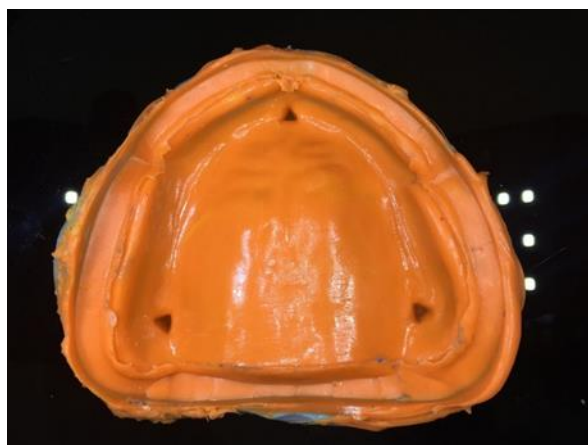
4.1.1. Референтен мастер-модел

За изработка на референтниот мастер-модел со база од кобалт-хром легура, користевме беззаб максиларен фабрички модел (Study Model KaVo™), поради отсуството на подминирани места. Од овој студио-модел се изработи дефинитивен модел, кој беше дублиран. На дублираниот модел беше измоделирана протезна база и три пирамиди од восок, на средината и на највисоката точка на алвеоларниот гребен, во 3 различни региони — над двата тубера и во пределот на медијалната линија на anteriорниот алвеоларен гребен. Моделот беше вложен и излеан од кобалт-хром легура (слика бр. 1). Пирамидите на алвеоларните гребени беа поставени за да, при испитување на прецизноста на протезната база во компјутерскиот софтвер, овозможат податоците од скенираните гипсени модели во форма на STL-фајл да можат да се суперпонираат со податоците во форма на STL-фајл од скенираните ТП и мерењата на отстојувањето секогаш да бидат помеѓу исти точки.



Слика 1: Мастер-модел за изработка на ТП

Од референтниот мастер-модел се зедоа отпечатоци со силиконски материјал (Xantopren M Mucosa; Heraeus Kulzer, Germany) и беа излеани 30 гипсени модели, за секоја испитувана група по 10 гипсени модели (слика бр. 2).



Слика 2: Постапка за добивање гипсен модел: а) земен отпечаток од мастер-моделот; б) излеан гипсен модел.

По период од 24 ч., потребен за да се исушат гипсените модели, обележаните гипсени модели за секоја група беа скенирани со 3-Д оптички лабораториски скенер (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy), конектиран со компјутерски софтвер (Exocad) (слика бр. 3). Според наводите на производителот, прецизноста на скенерот е до 2 μm , а резолуцијата 5 μm .



Слика 3: Скенирање модел со 3-Д оптички лабораториски скенер

4.1.2. Мастер референтна CAD/CAM ТП

Мастер-моделот беше скениран со 3-D оптичкиот лабораториски скенер и скенот во Exocad софтверот беше складиран во STL-форма (слика бр. 4). STL-фајлот, преку AvaDent Connect софтверот, беше испратен во AvaDent за изработка на мастер ТП. Мастер ТП беше дизајнирана на AvaDent Design Software и дизајнот беше пратен за наше одобрение. (слика бр. 5).



Слика 4: Скенирање мастер-модел: а) поставување гипсен модел со метална база на подлогата на скенерот; б) постапка на скенирање.



Слика 5: Изглед на дизајнирана мастер CAD/CAM ТП

Мастер CAD/CAM ТП беше изрежана од ПММА-диск (AvaDent Denture Base High Impact Puck) (слика бр. 6). Забите, кои ги избравме од библиотеката на софтверот на AvaDent (Ivoclar Vivadent, SR Vivodent DCL), беа мануелно бондирани во дизајнираните отвори за нив.



Слика 6: Мастер CAD/CAM ТП

4.1.3. Испитувани групи

Од мастер ТП, изработена со CAD/CAM-технологија, беше направен силиконски калап (Optosil, Heraeus Kulzer) со вестибуларен силиконски клуч за изработка на стандардизирани ТП, со другите две техники.

Група 1. Конвенционални ТП — изработени со компресионо обликување и топла полимеризација

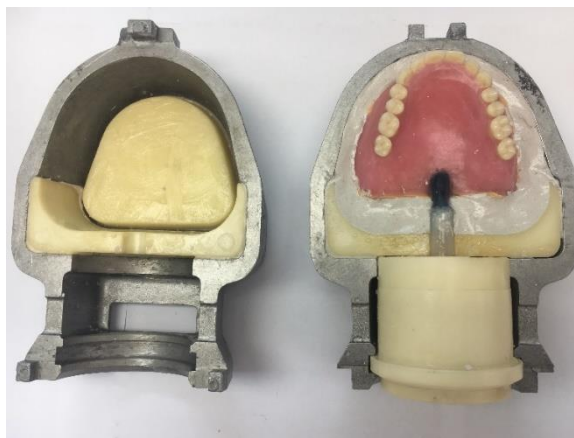
За изработка на конвенционални ТП, идентична гарнитура на акрилатни заби, како на мастер ТП, беа поставувани во силиконскиот калап и во него се нанесуваше растопен восок за да се добие восочна протеза со идентична поставеност на забите, како на мастер ТП (слика бр. 7). По припремата на 10-те восочни протези на гипсените модели, (претходно обележани и скенирани), конвенционалните ТП беа изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar). Подготовката на материјалот и техниката на изработка беше во согласност со инструкциите на производителот, наведени во табелата бр. 1.



Слика 7: Восочна ТП спремна за киветирање

Група 2. ТП изработени со инјекциона техника (SR-Ivoclar)

На идентичен начин, како и кај претходната група, беа припремени 10 восочни протези со поставени заби на соодветните гипсени модели. За изработка на ТП, со инјекционата техника (Ivoclar TM technique, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), се употреби модифициран ПММА акрилатен материјал во капсули (Ivobase High Impact, Ivoclar) (слика бр. 8). Подготовката на материјалот и техниката на изработка беше во согласност со инструкциите на производителот, наведени во табелата 1.



Слика 8: Восочна протеза поставена во Ivoclar-кивета.

Група 3. ТП изработени со CAD/CAM-технологија

Секоја од десетте протези од оваа група, беше изработена од посебен 3-Д скен од гипсен модел. Скеновите во форма на STL беа испратени во AvaDent за изработка на ТП со истиот дизајн, како и мастер-протезата. Протезите беа изрежани од AvaDent ПММА-дискот и истата гарнитура заби беа мануелно бондирани.

4.1.4. Протокол на припрема и скенирање на примероците за испитување

По изработката, ТП од втората и третата група беа оставени да се хидрираат во сад со дестилирана вода, во времетраење од 2 дена на собна температура. Дигиталните ТП од AvaDent (слика бр. 9) пристигнаа по 2 дена од изработката, во специјално пакување кое обезбедува влажна средина. Протезите од оваа група беа оставени 1 ден во вода.



Слика 9: Група од 10 CAD/CAM ТП

По овој период, примероците од сите групи се припремаа за скенирање со премачкување со антирефлектирачки прав за скенирање (MASTERmill CAD/CAM Scanning Spray, Talladium, INC, USA) (слика бр. 10).

Сите 30 ТП, беа скенирани со 3-D оптички лабораториски скенер и скеновите беа складирани во STL-формат. По скенирањето, ТП беа повторно ставени во сад со дестилирана вода, 30 дена на собна температура. Постапката на скенирање на базалната површина на ТП беше повторена по истекот на овој период.

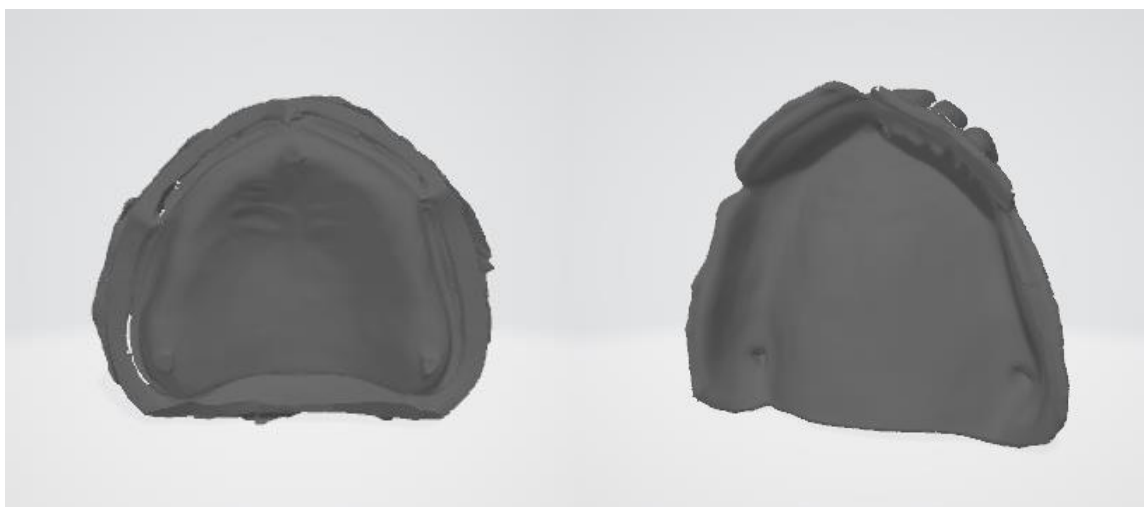


Слика 10: Припрема на ТП за скенирање: а) премачкување на ТП со антирефлектирачки прав и б) група ТП пред скенирање

Процесот на скенирање резултираше со 90 STL-фајла, по 3 за секоја од ТП (STL-фајл од гипсениот модел, STL-фајл од првото скенирање по 2 до 3 дена во вода и STL-фајл од второто скенирање по 30 дена во вода) (сл. бр. 11, 12).



Слика 11: Скен од ТП во Exocad софтвер



Слика 12: STL-фајл од модел и STL-фајл од ТП

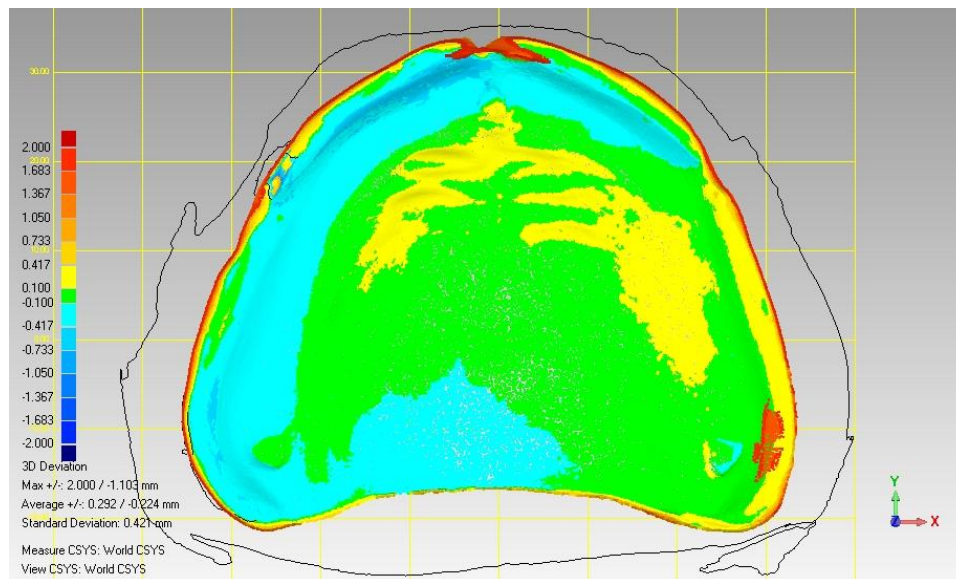
Табела 1: Подготовка на акрилатен материјал и техника на изработка

Група (Вид на ПММА)	Број на примероци	Прашок/течност сооднос	Време на мешање	Потребно време за работна фаза	Постапка на полимеризација
SR Triplex Hot Acrylic Resin	10	23 gr/10 ml	10 min	20 min	На преса, под притисок од 80 bar, во ладна вода која се загрева до 100 °C и врие 45 min, ладење на собна температура 30 min, се става во ладна вода.
Ivobase High Impact	10	20 gr/30 ml капсула	20 – 30 sec во капсула	5 min во Ivocar вибратор	Се инјектира во времетраење од 10 min под притисок од 6 bar, во водена бања на 100 °C 35 min, се става во ладна вода 10 min и 10 min на собна температура.
AvaDent Puck	10	/	/	/	Фабрички полимеризиран акрилатен блок

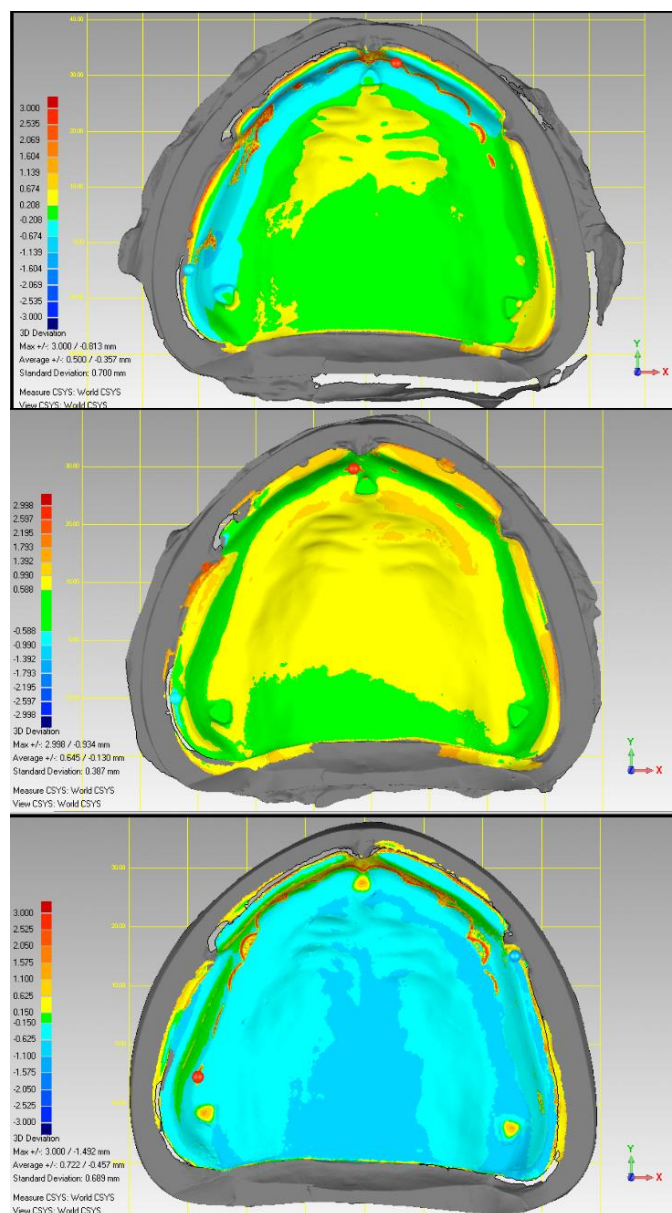
4.1.5. Метод на испитување на девијација на протезна база

За мерење и компарација на девијацијата беше користен 3-D софтвер за совпаѓање на површините (Geomagic Qualify, 3D Systems), односно софтвер за графичка компарација меѓу 3-D моделите. Софтверот овозможува полуавтоматско преклопување на различните скенирани податоци за нивна прецизна компарација. Девијациите помеѓу објектите ги претставува графички во различни бои.

Со употреба на софтверот, најпрвин беа суперпонирани STL-фајловите за секоја поединечна протеза: STL-фајлот од гипсениот модел со STL-фајлот од првото скенирање на ТП (по 2-3 дена во вода), а потоа истиот STL-фајл од гипсениот модел со STL -фајлот од второто скенирање на ТП (по 30 дена во вода). Триаглестите површини од пирамидите служеа како референтни точки за суперпонирање на двата STL-фајла (сл. бр. 13,14).



Слика 13: Графички приказ на суперпониран STL-фајл од гипсен модел со STL-фајл од ТП

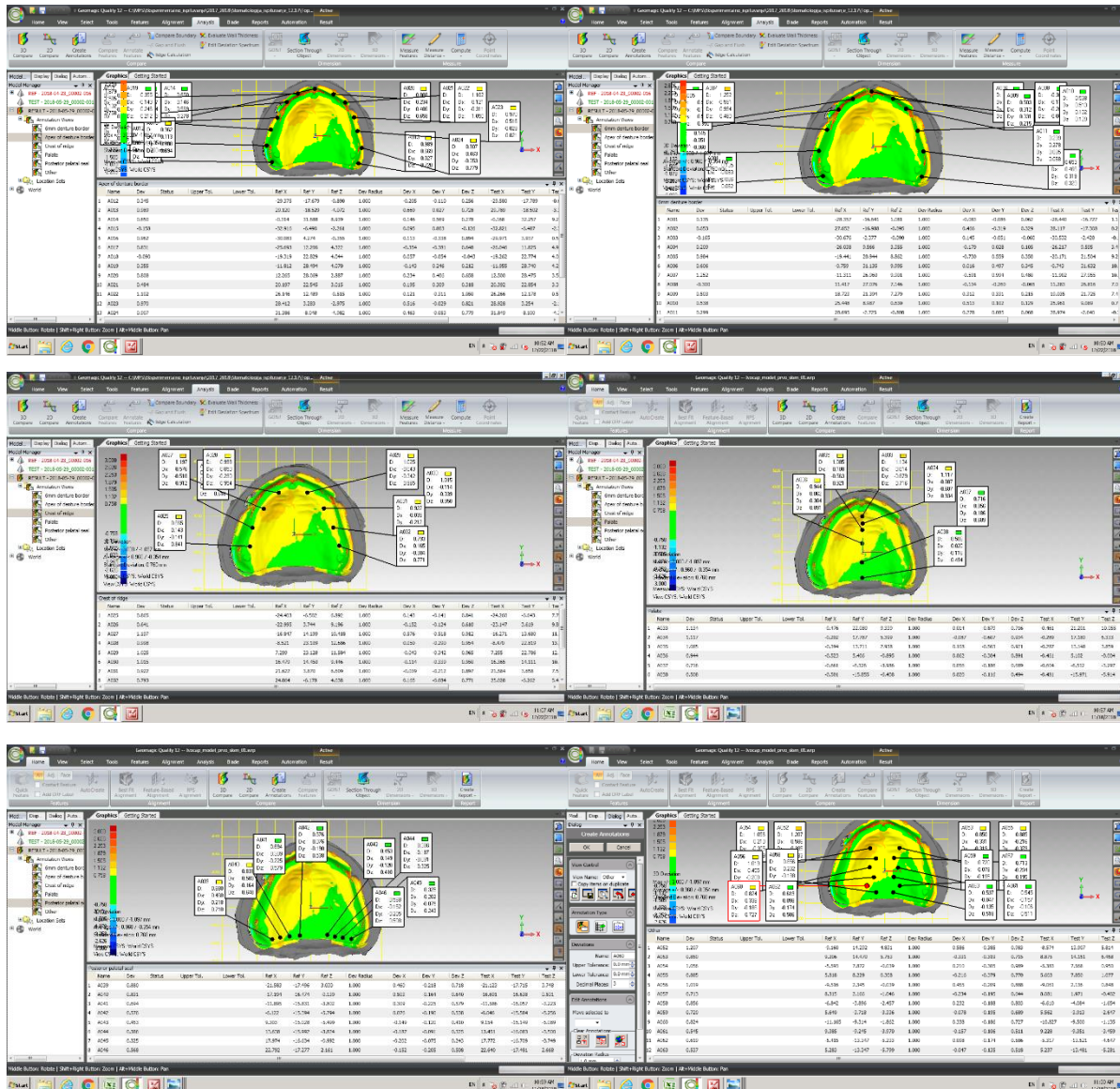


Слика 14: Графички приказ на суперпонираните бази на ТП од трите испитувани групи со соодветните гипсени модели: а) Triplex; б) Ivobase и в) CAD/CAM AvaDent

Мерењата и компарациите на девијацијата на секоја од триесетте протези во однос на гипсениот модел беа вршени во исти точки во 6 различни региона:

- на вестибуларниот раб на протезите во 13 точки (сл. 15а),
- на 6 mm од вестибуларниот раб во 11 точки (сл. 15б),
- на највисоката површина по должината на алвеоларниот гребен во 8 точки (сл. 15в),

- на медијалната линија на палатиналната плоча во 6 точки (сл. 15г),
- на фарингеалната граница во 8 точки (сл. 15д) и
- случајно избрани точки на палатиналната плоча во 12 точки (сл. 15ѓ).



Слика 15: Суперпонирани фајлови од ТП и гипсен модел со означени точки каде што се врши мерење на девијацијата (отстојувањето): а) мерења на вестибуларниот раб; б) мерења на 6 тт од вестибуларниот раб; в) мерења на највисоката површина на алвеоларниот гребен; г) мерења на медијалната линија на палатиналната плоча; д) мерења на фарингеалната граница и е) мерења на случајно избрани точки на палатиналната плоча.

Откако STL-фајловите за компарација беа внесени во 3-D софтверот и беа означени точките на кои ќе се врши компарацијата на едниот фајл (базалната површина на протезата), со помош на нумеричкиот компјутерски програм MATLAB (MathWorks), кој поддржува и 3-D графика, автоматски се пронаоѓаа истите точки на другиот фајл од соодветниот гипсен модел. Софтверот ни го прикажуваше растојанието (отстојувањето или компресијата) помеѓу секоја компарирана точка.

4.2. Материјали и методи за испитување на механичките карактеристики на ТП

Испитувањето на механичките карактеристики на акрилатните полимери за база на тоталните протези опфати испитување на:

1. отпорноста на свиткување (англ. flexural strength);
2. модулот на еластичност (англ. flexural modulus) и
3. отпорноста на кршење (англ. fracture toughness).

Испитувањето на механичките карактеристики, обработката и припремата на примероците во соодветна димензија за секое истражување, како и апаратурата и протоколот за изведување на тестирањата беше изведено во согласност со протоколот предвиден во последниот ISO-стандард за полимери за протезна база од 2013 година — ISO 20795-1:2013, Dentistry – Denture base polymers⁽⁴⁾.

4.2.1. Испитувани групи

Група 1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран ПММА-акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar);

Група 2. Акрилатни примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника од капсулиран ПММА-акрилат (Ivobase High Impact, Ivoclar) и

Група 3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија од полимеризиран ПММА-блок (Pink CAD/CAM Disc basic, Polident, Slovenia).

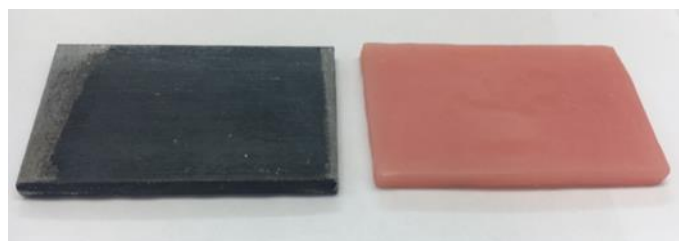
4.2.2. Протокол на припрема на примероците за испитување

Постапката за правење примероци од конвенционалниот топлополимеризиран ПММА и од инјекцино обликуваниот ПММА, предвидува изработка на гипсен калап со помош на метален еталон. Во согласност со последниот ISO-стандард, металниот еталон е со димензија: должина 65 mm, ширина 40 mm и висина 5 mm.

Металниот еталон за изработка на акрилатните примероци го поставувавме во кивета со гипс (конвенционална кивета за изработка на примероците од Triplex и специјална кивета предвидена за SR-Ivoclar техника за изработка на примероците од Ivobase) (сл. бр. 16,17), за да се добие гипсен калап со истите димензии. По стврднувањето на гипсот, киветата ја отворавме и правоаголната празнина во неа ја исполнувавме со соодветниот акрилат. Подготовката на материјалот и техниката на изработка се во согласност со инструкциите на производителот, наведени во табелата 1.



Слика 16: Метален еталон поставен во кивета за Ivoclar техника



Слика 17: Метален еталон и полимеризирана ПММА акрилатна плочка

Акрилатните примероци од CAD/CAM-групата беа изработени со сечење на полимеризираниот ПММА-блок на индустриска тракаста тестера (Einhell – BM 200, Germany AG) со 0,5 mm дебелина на тракастата пила, во димензии малку поголеми од потребните, во сите правци за да би можеле со фината обработка да ја добиеме потребната димензија (сл. 18,19).



Слика 18: Polident ПММА-блок



Слика 19: Припрема на акрилатен примерок од CAD/CAM-група: а) индустриска тракаста тестера и б) сечење CAD/CAM акрилатен блок

4.2.2.1. Припрема на акрилатни примероци за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност

Од полимеризираниите акрилатни плочки (65 mm x 40 mm x 5 mm) за првите две испитувани групи (Triplex и Ivobase), најпрво се отстрануваше вишокот акрилат, а потоа со лабораториски микромотор со дијамантска сепарирка (NTI-Kahla, Rotary Dental Instruments, Germany), плочката се сечеше надолжно на три еднакви дела. На тој начин, од секоја акрилатна плочка добивавме по три акрилатни примерока, со димензии малку поголеми од пропишаните. Натамошната обработка ја правевме со зрнести дискови и хартија за шмирглање, по што примероците ги полиравме на полир-мотор (F.LLi Manfredi, Italy) со паста за полирање (Universal Polishing Paste, Ivoclar). По завршената обработка, димензијата на секој примерок изнесуваше, во согласност со ISO-стандардот, 64 mm во должина, $10 \pm 0,2$ mm ширина (b) и $3 \pm 0,2$ mm висина (h) (слика бр. 20). Проверката на димензијата ја вршевме со метален микрометар (Renfert Dental).

Примероците од CAD/CAM-групата, кои претходно беа предимензионирано исечени со тракаста тестера (по 1 до 2 mm повеќе од дефинитивната димензија во сите правци), ги обработувавме на истиот начин, како и кај првите две групи (слика бр. 21).

За секоја од испитуваните групи направивме по 12 примерока — вкупно 36 примерока.

По изработката, примероците беа ставени во водена бања, на температура од 37°C $50 \pm 2\text{h}$, по што беше изведен тестот.



Слика 20: Акрилатен примерок за испитување отпорност на свиткување



Слика 21: Група од 12 акрилатни примероци, припремена за испитување отпорност на свиткување

4.2.2.2. Припрема на акрилатни примероци за испитување на отпорноста на кршење

За изведување на Тестот за отпорност на кршење, акрилатните примероци ги припремивме и обработивме, на истиот начин и со истите средства, како и примероците за Тестот за отпорност на свиткување. За изработка на акрилатните примероци за првите две групи, акрилатните плочки (65 x 40 x 5 mm) ги сечевме попречно на растојание од околу 10 mm, за по завршната обработка секој од примероците да ја има бараната димензија за овој тест: должина 39 mm, висина $8 \pm 0,2$ mm (h_t) и ширина $4 \pm 0,2$ mm (b_t). Примероците за испитување за овој тест, согласно стандардот, имаат централен засек (пукнатина) со ширина од 0,5 mm во однос на надолжната оска. За таа цел, ја обележавме средината на секој примерок по должина и со дијамантска сепарирка со дебелина од 0,5 mm (NTI) направивме пукнатина во длабочина од $3 \pm 0,2$ mm, по претходно нацртаната средишна линија на примерокот. Следно, на дното на пукнатината направивме засек со остар скалпел, кој делува како иницијална микропукнатина (слика бр. 22).

Акрилатните примероците од CAD/CAM-групата, претходно исечени со машинска тракаста пила, ги обработувавме и правевме пукнатина на истиот начин, како и кај другите две групи.

Проверката на димензиите и длабочината на пукнатината ја меревме со метален микрометар (калипер).

За секоја од испитуваните групи направивме по 12 примерока — вкупно 36 примерока.

По изработката, примероците со пукнатина беа ставени во водена бања на температура од 37 °C, 7 дена. Пред изведување на тестирањето, примероците ги стававме во сад, со вода на температура од 23 до 24 °C во траење од 60 до 75 min, во согласност со ISO-стандардот (слика бр. 23).



Слика 22: Акрилатен примерок за испитување отпорност на кршење



Слика 23: Група од 12 акрилатни примероци, припремена за испитување отпорност на кршење

4.2.3. Протокол за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност

Во согласност со стандардот за испитување полимери за протезна база, испитувањето на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност на акрилатните примероци за протезна база се изврши со Тест на свиткување на три точки (англ. Three-point bend test).

Испитувањето беше извршено на универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), поврзана и управувана со компјутерски софтвер за тестирање материјали (Trapezium X, Version 1.1.5), на кој се регистрираат сите податоци и се пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност (слика бр. 24).



Слика 24: Универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X)

Отпорноста на свиткување се пресметува според формулата:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

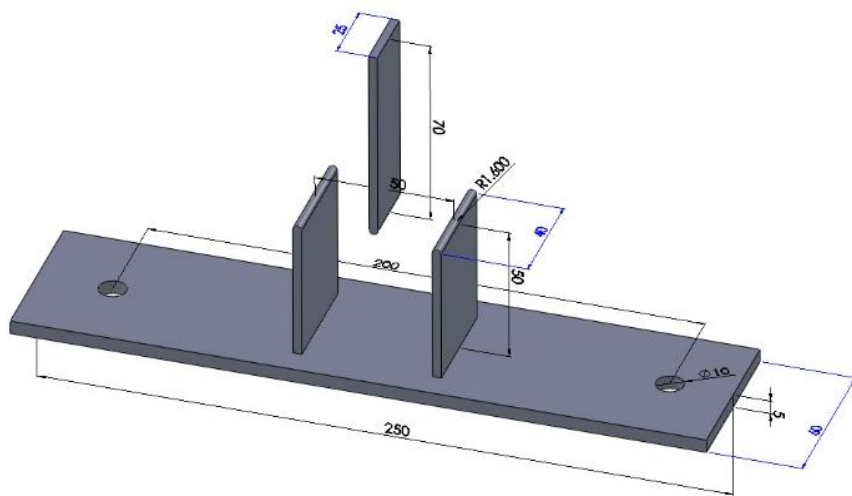
σ — отпорност на свиткување (МПа); F — максимално оптеретување (N) на примерокот; l — оддалеченост меѓу ослониците (mm); b — ширина на примерокот (mm); h — висина на примерокот (mm).

Модулот на еластичност се пресметува според формулата:

$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3d}$$

E — модул на еластичност (MPa); F_1 — сила при дефлексија (N); d — дефлексија на силата F_1 (N); l , b , и h се погоредефинирани.

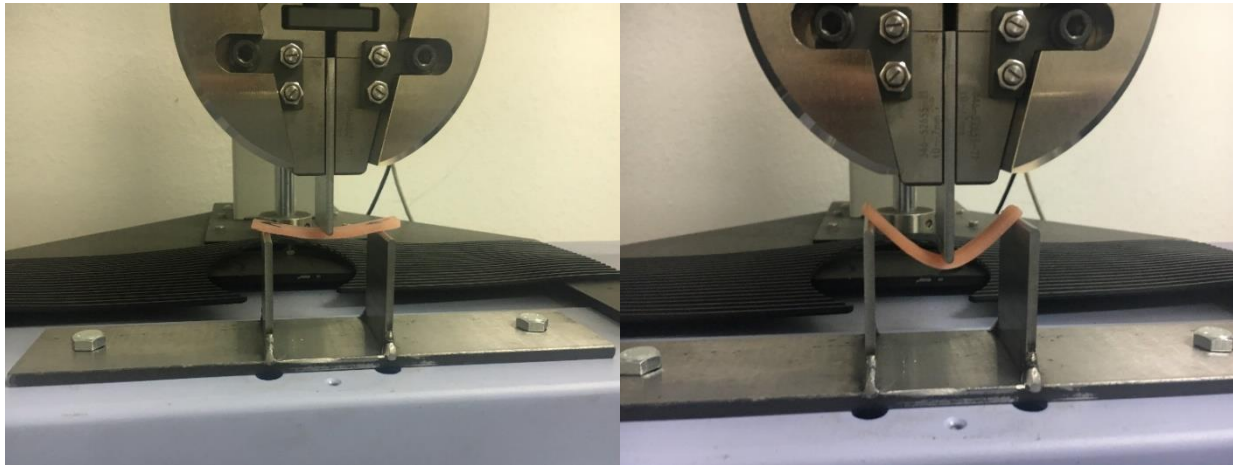
Примероците од трите испитувани групи ги поставувавме на метална основа, со две паралелни вертикално поставени плочки, чиј горен дел завршува полукружно (ја имитира формата на алвеоларниот гребен) со радиус од 1,6 mm. Растојанието меѓу центрите на полукружните горни површини на плочките е 50 mm, што одговара на растојанието меѓу протезните седла. Централниот ударен клип е поставен и прицврстен на тестирачката машина на средината меѓу вертикалните плочки (слика бр. 25).



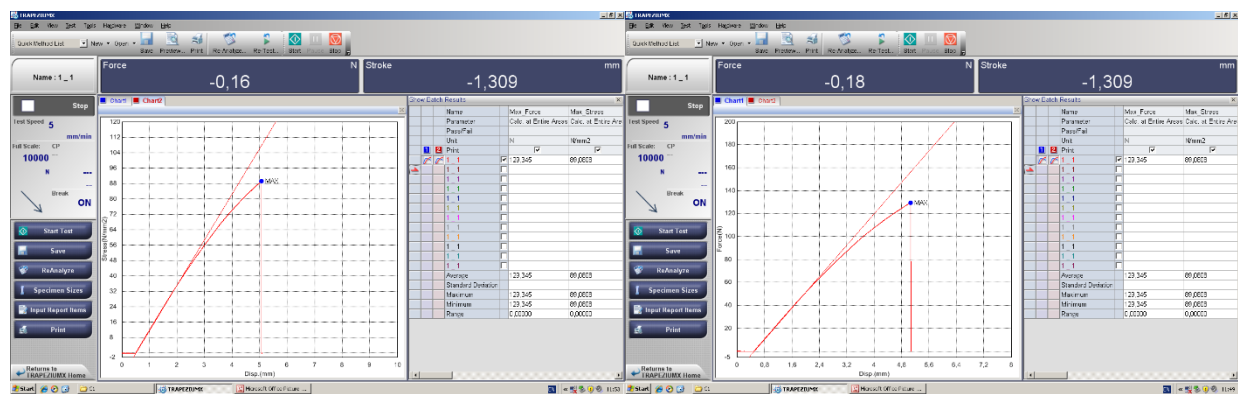
Слика 25: Шематски приказ на метална основа за Тест на свиткување на три точки

По поставување на акрилатниот примерок, ударниот клип се движи рамномерно 5 mm/min до моментот на кршење на примерокот (слика бр. 26).

Моментот на фрактура е кога аплицираната сила паѓа на нула. Податоците се регистрираат и софтверот автоматски ја пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност (слика бр. 27) .



Слика 26: Акрилатен примерок поставен на основа за Тест на отпорност на свиткување: а) почетна состојба и б) состојба пред кршење на примерокот

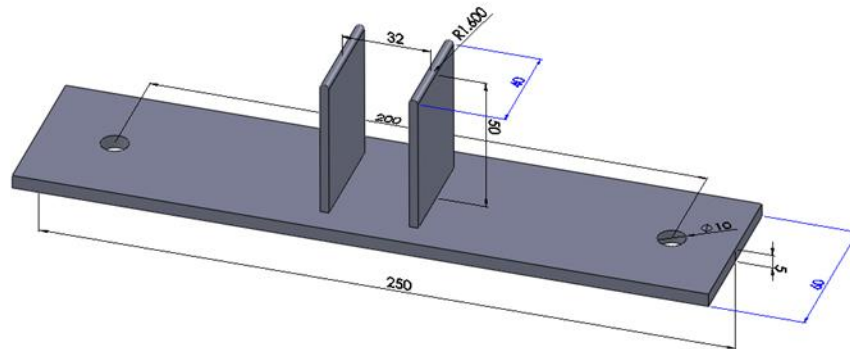


Слика 27: Графички приказ на криви од вредноста на напонот и силата при Тест на отпорност на свиткување

4.2.4. Протокол за испитување на отпорност на кршење

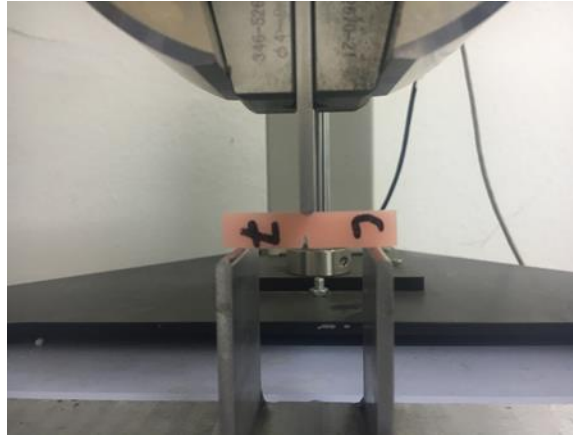
Испитувањето на отпорноста на кршење на акрилатните примероци за протезната база се изврши со Тестот на свиткување на три точки (англ. Three-point bend test), според ISO-стандардот, наречен Модифициран тест на свиткување.

Основата, која ја монтиравме за овој тест на универзалната тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), се состои две паралелни и вертикално поставени плочки, чиј горен дел завршува полукружно со радиус од 1,6 mm. Растојанието (l_t) меѓу центрите на полукружните горни површини на плочките е 32 mm (слика бр. 28).

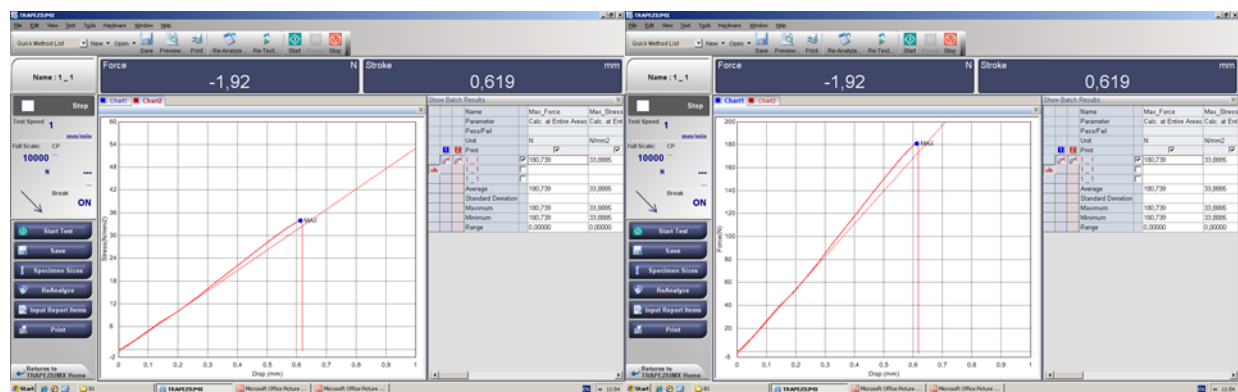


Слика 28: Шематски приказ на метална основа за Модифициран тест на свиткување

Акрилатните примероци ги центриравме на основата така што пукнатината да биде на долната страна на примерокот (слика бр. 29). Ударниот клип, при Тестот за цврстина на кршење, се движи рамномерно со брзина 1 mm/min и тестот се смета за завршен кога пукнатината доаѓа скоро до спротивната страна, односно кога постигнатата сила се редуцира за 5 % од максималната сила или помалку од 1 N. На компјутерскиот софтвер, поврзан со машината, се регистрираат кривите на напонот и оптеретувањето на примерокот, заедно со максималната аплицирана сила, што претставува сила на кршење (слика бр. 30).



Слика 29: Акрилатен примерок поставен на основа за Тест на отпорност на кршење



Слика 30: Графички приказ на криви на напон и сила при Тест на отпорност на фрактура

Софтверот ја пресметуваше директно отпорноста на фрактура според следната формула:

$$K_{max} = \frac{f P_{max} l t}{(b_t h_t^{3/2})} \times \sqrt{10^{-3}} \quad \text{MPa m}^{1/2}$$

f е геометриска функција зависна од χ :

$$f(\chi) = 3\chi^{1/2} [1,99 - \chi(1 - \chi)(2,15 - 3,93\chi + 2,7\chi^2)] / [2(1 + 2\chi)(1 - \chi)^{3/2}] \text{ и: } \chi = a/h_t$$

P_{max} е максималната сила употребена врз примерокот (N), a' е должина на пукнатина — 3 mm, a е должина на иницијалната пукнатина — 0,1 — 0,4 mm подолга од a' , h_t и b_t се наведените димензии на примерокот, а lt е распонот меѓу цилиндрите на кои се поставува примерокот.

5. МЕТОД НА СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА

Статистичката анализа на податоците е изведена во статистичкиот програм Statistica 7.1 for Windows.

Применети се следните методи:

1. Кај сериите со нумерички белези (отпорност на свиткување, модул на еластичност, максимална сила на оптоварување, отпорност на кршење, вестибуларен раб, 6 mm од вестибуларниот раб, највисока површина на алвеоларен гребен, медијална линија на палатинална плоча, фарингеална граница, палатинална плоча) изработена е Descriptive Statistics (Mean; Std. Deviation; $\pm 95,00$ % CI; Minimum; Maximum).

1.1. Дистрибуцијата на податоците е тестирана со: Kolmogorov-Smirnov test; Lilliefors test; Shapiro-Wilks test (p);

1.2. Разликите помеѓу групите кај сериите со нумерички белези анализирани се (Analysis of Variance [F/p]/LSD post-hoc; Kruskal-Wallis ANOVA by Ranks [H, p]/Multiple Comparisons p values [2-tailed]) во зависност од дистрибуцијата на податоците;

1.3. Разликите кај анализираните параметри во група (физичките карактеристики) во релацијата ТП по 2 до 3 дена во вода и ТП по 30 дена во вода, тестирани се со T-test for Dependent Samples (t /p) и Wilcoxon Matched Pairs Test (Z/p) во зависност од дистрибуцијата на податоците и

1.4. Корелацијата во релациите: отпорност на свиткување и модул на еластичност, максимална сила на оптоварување и отпорност на кршење, анализирана е со примена на Pearson коефициентот на корелација (r/p) и Spearman Rank Order (R/p).

2. Точноста (прецизноста) и репродуктивноста (стабилноста) кај тестираните техники на изработка утврдувана е со рангирање на средните вредности (Median) и интерквartilните рангови (Quartile).

Сигнификантноста е одредувана за $p < 0,05$.

Податоците се табеларно и графички прикажани.

6. РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО

6.1. Резултати од испитување на физичките карактеристики на протезната база на ТП – димензионална стабилност и прецизност

Применетите методи на статистичка анализа на податоците се изведени за анализа на разликите на испитуваните параметри во група (intra-group) и за анализа на разликите на испитуваните параметри помеѓу групите (inter-group).

6.1.1. Конвенционални ТП

6.1.1.1. Параметар — Вестибуларен раб

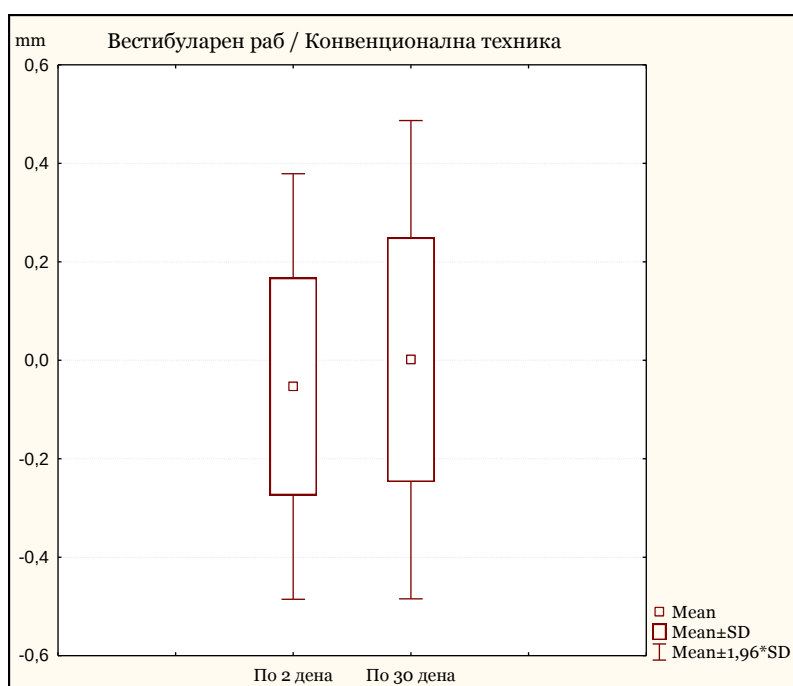
На табелата 2 и графиконот 1, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на вестибуларен раб на ТП по 2 дена во дестилирана вода, и вестибуларен раб на ТП по 30 дена во дестилирана вода кај конвенционалните ТП, изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

Вестибуларниот раб по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $-0,05 \pm 0,22$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,21$ до $0,10$; минималната вредност изнесува $-0,48$ mm, а максималната вредност изнесува $0,22$ mm.

Вестибуларниот раб по 30 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $0,001 \pm 0,25$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,18$ до $0,18$; минималната вредност изнесува $-0,50$ mm, а максималната вредност изнесува $0,40$ mm.

Табела 2: Параметар — Вестибуларен раб/Конвенционална техника

Конвенционална техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Вестибуларен раб по 2 дена	10	-0,05	-0,21	0,10	-0,48	0,22	0,22
Вестибуларен раб по 30 дена	10	0,001	-0,18	0,18	-0,50	0,40	0,25

**Графикон 1:** Параметар — Вестибуларен раб/Конвенционална техника

На табелата 2.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на вестибуларниот раб.

Вестибуларниот раб по 30 дена за $t = -2,25$ и $p > 0,05$ ($p = 0,051$) има незначајно поголема вредност во однос на вестибуларниот раб по 2 дена.

Табела 2.1: Разлика/параметар — Вестибуларен раб

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
Вестибуларен раб по 1 ден	-0,05	0,22						
Вестибуларен раб по 30 дена	0,001	0,25	10	-0,05	0,08	-2,25	9	0,051

6.1.1.2. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб

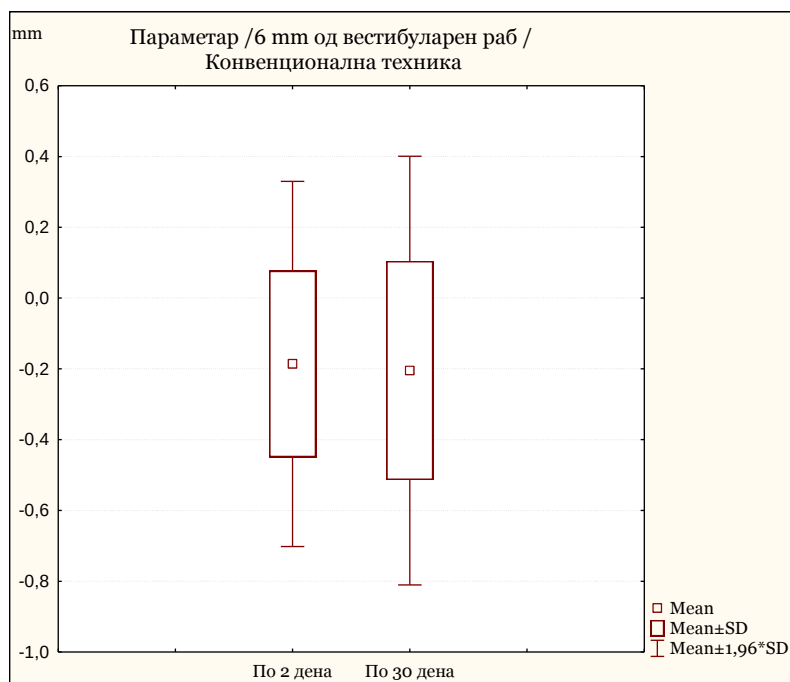
На табелата 3 и графиконот 2, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на параметарот 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода и параметарот 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот — $0,19 \pm 0,26$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,37 до 0,002; минималната вредност изнесува -0,68 mm, а максималната вредност изнесува 0,20 mm.

Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот — $0,20 \pm 0,31$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,43 до 0,02; минималната вредност изнесува -0,68 mm, а максималната вредност изнесува 0,35 mm.

Табела 3: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб/Конвенционална техника

Конвенционална Техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена	10	-0,19	-0,37	0,002	-0,68	0,20	0,26
6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	10	-0,20	-0,43	0,02	-0,68	0,35	0,31



Графикон 2: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб/Конвенционална техника

На табелата 3.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на параметарот 6 mm од вестибуларниот раб.

Параметарот 6 mm од вестибуларниот раб по 2 дена за $t = 0,59$ и $p > 0,05$ ($p = 0,57$) има незначајно поголема вредност во однос на параметарот 6 mm од вестибуларниот раб по 30 дена.

Табела 3.1: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб (разлика по 2 и по 30 дена)

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	P
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена	-0,19	0,26						
6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	-0,20	0,31	10	0,02	0,10	0,59	9	0,57

6.1.1.3. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен

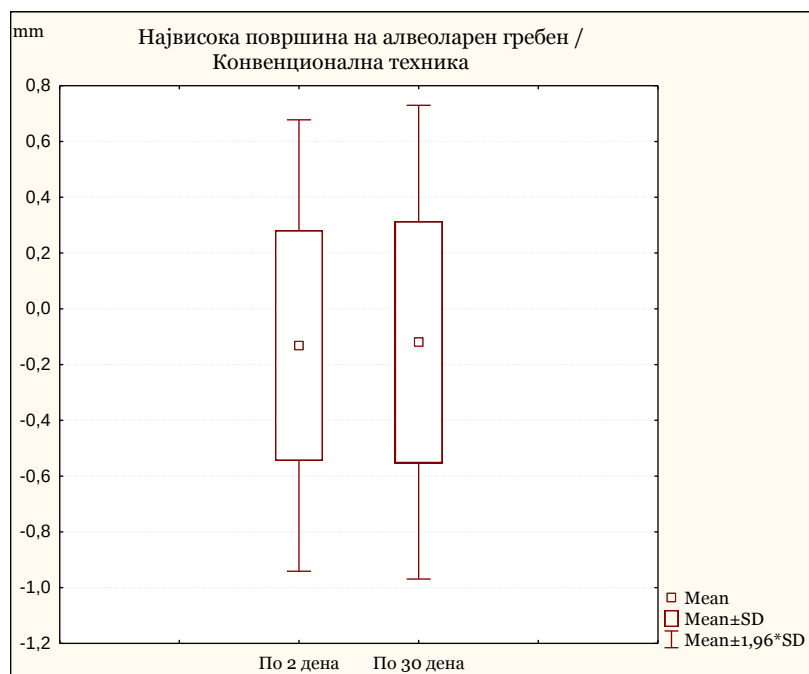
На табелата 4 и графиконот 3, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 2 дена во вода и највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $-0,13 \pm 0,41$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,43 до 0,16; минималната вредност изнесува -1,03 mm, а максималната вредност изнесува 0,23 mm.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $-0,12 \pm 0,43$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,43 до 0,19; минималната вредност изнесува -0,96 mm, а максималната вредност изнесува 0,53 mm.

Табела 4: Највисока површина на алвеоларен гребен/Конвенционална техника

Конвенционална техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена	10	-0,13	-0,43	0,16	-1,03	0,23	0,41
Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена	10	-0,12	-0,43	0,19	-0,96	0,53	0,43



Графикон 3: Највисока површина на алвеоларен гребен/Конвенционална техника

На табелата 4.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на највисоката површина на алвеоларниот гребен.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена за $Z = 0,05$ и $p > 0,05$ ($p = 0,96$) има незначајно поголема вредност во однос на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена.

Табела 4.1: Разлика/Највисока површина на алвеоларниот гребен

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Највисока површина на алвеоларниот гребен по 2 дена и највисока површина на алвеоларниот гребен по 30 дена	10	27,00	0,05	0,96

6.1.1.4. Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча

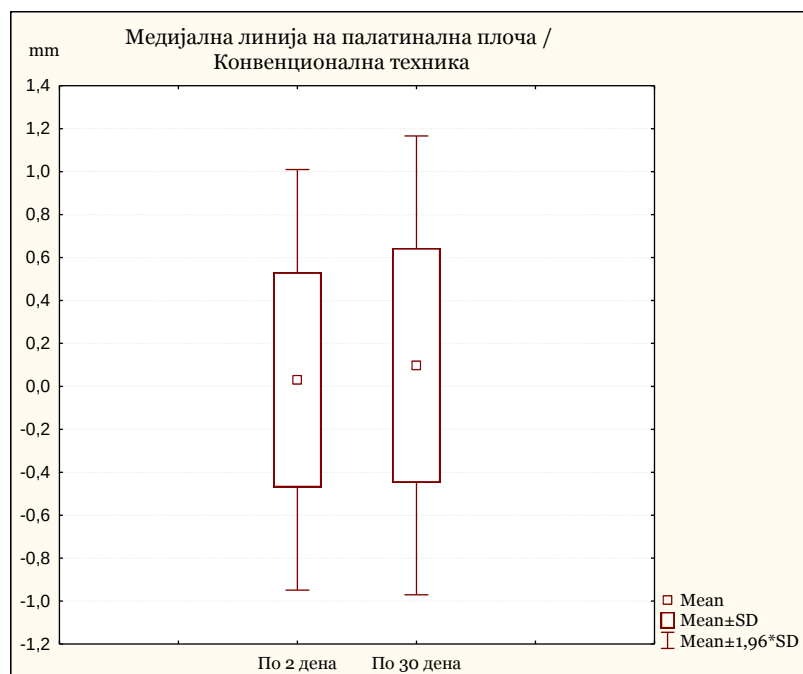
На табелата 5 и графиконот 4, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и на медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

Медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $0,03 \pm 0,50$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,33 до 0,39; минималната вредност изнесува -1,08 mm, а максималната вредност изнесува 0,53 mm.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $0,10 \pm 0,55$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,29 до 0,49; минималната вредност изнесува -0,93 mm, а максималната вредност изнесува 0,76 mm.

Табела 5: Параметар — Медијална линија на палатинална плоча/Конвенционална техника

Конвенционална техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена	10	0,03	-0,33	0,39	-1,08	0,53	0,50
Медијална линија на палатинална плоча по 30 дена	10	0,10	-0,29	0,49	-0,93	0,76	0,55



Графикон 4: Параметар — Медијална линија на палатинална плоча/Конвенционална техника

На табелата 5.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на медијалната линија на палатиналната плоча.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена за $Z = 0,97$ и $p > 0,05$ ($p = 0,33$) има незначајно поголема вредност во однос на медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена во вода.

Табела 5.1: Разлика/параметар — Медијална линија на палатинална плоча

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена Медијална линија на палатинална плоча по 30 дена	10	18,00	0,97	0,33

6.1.1.5. Параметар — Фарингеална граница

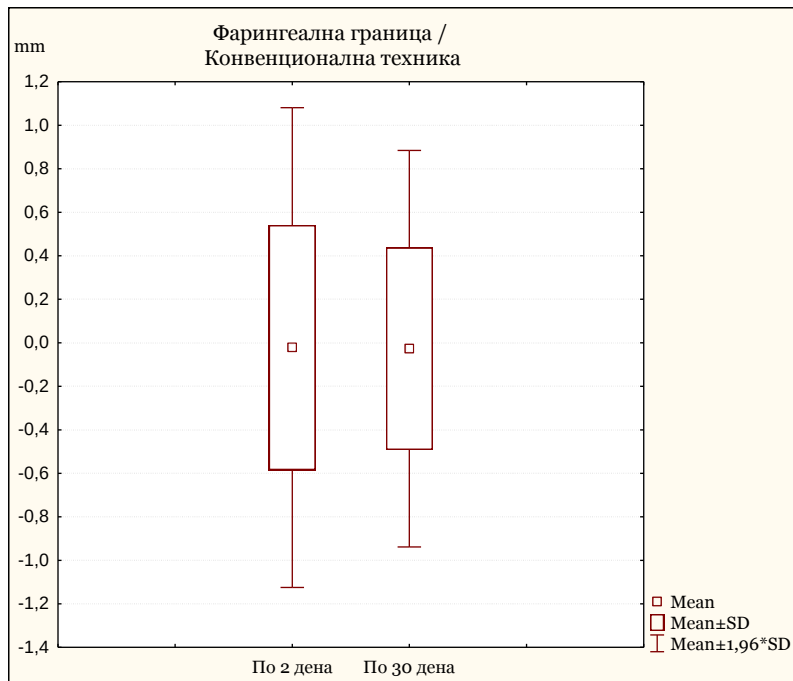
На табелата 6 и графиконот 5, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на фарингеалната граница на ТП по 2 дена во вода и фарингеалната граница на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

Фарингеалната граница по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $-0,02 \pm 0,56$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,42 до 0,38; минималната вредност изнесува -1,17 mm, а максималната вредност изнесува 0,54 mm.

Фарингеалната граница по 30 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $-0,03 \pm 0,46$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,36 до 0,31; минималната вредност изнесува -0,90 mm, а максималната вредност изнесува 0,39 mm.

Табела 6: Параметар — Фарингеална граница/Конвенционална техника

Конвенционална техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Фарингеална граница по 2 дена	10	-0,02	-0,42	0,38	-1,17	0,54	0,56
Фарингеална граница по 30 дена	10	-0,03	-0,36	0,31	-0,90	0,39	0,46



Графикон 5: Параметар — Фарингеална граница/Конвенционална техника

На табелата 6.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на фарингеалната граница.

Фарингеалната граница по 2 дена за $Z = 0,46$ и $p > 0,05$ ($p = 0,65$) има незначајно поголема вредност во однос на фарингеалната граница по 30 дена.

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Фарингеална граница по 2 дена и фарингеална граница по 30 дена	10	23,00	0,46	0,65

Табела 6.1: Разлика/параметар — Фарингеална граница.

6.1.1.6. Параметар — Палатинална плоча

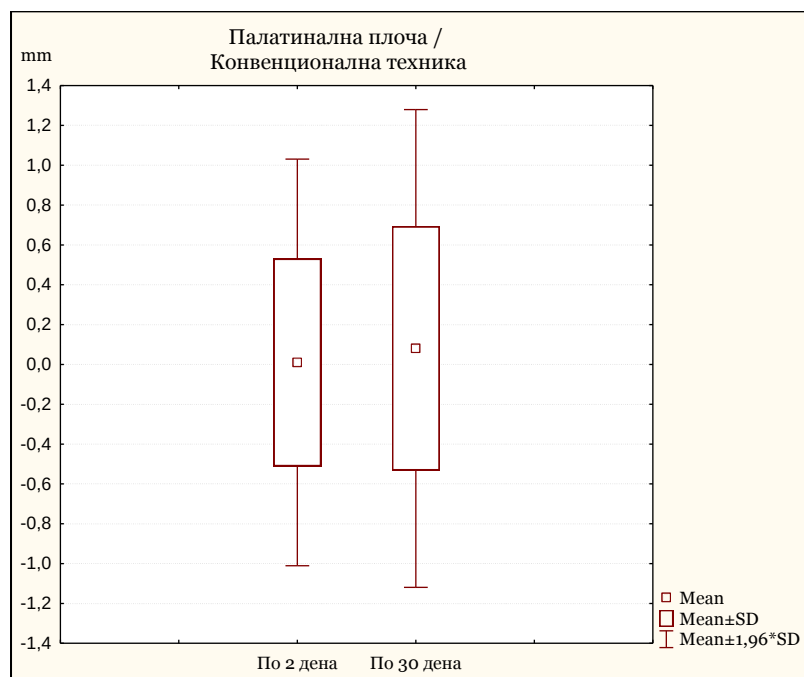
На табелата 7 и графиконот 6, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

Палатиналната плоча по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $0,01 \pm 0,52$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,36 до 0,38; минималната вредност изнесува -1,02 mm, а максималната вредност изнесува 0,56 mm.

Палатиналната плоча по 30 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $0,08 \pm 0,61$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,36 до 0,52; минималната вредност изнесува -1,03 mm, а максималната вредност изнесува 0,81 mm.

Табела 7: Параметар — Палатинална плоча/Конвенционална техника

Конвенционална Техника	N	Просек	Конфиденс -95,00%	Конфиденс +95,00%	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Палатинална плоча по 2 дена	10	0,01	-0,36	0,38	-1,02	0,56	0,52
Палатинална плоча по 30 дена	10	0,08	-0,36	0,52	-1,03	0,81	0,61



Графикон 6: Параметар — Палатинална плоча/Конвенционална техника

На табелата 7.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на палатиналната плоча.

Палатиналната плоча по 30 дена за $t = -1,01$ и $p > 0,05$ ($p = 0,31$), има незначајно поголема вредност во однос на палатиналната плоча по 2 дена.

Табела 7.1: Разлика/параметар — Палатинална плоча

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
Палатинална плоча по 2 дена	0,01	0,52						
Палатинална плоча по 30 дена	0,08	0,61	10	-0,07	0,21	-1,07	9	0,31

6.1.2. ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника

6.1.2.1. Параметар — Вестибуларен раб

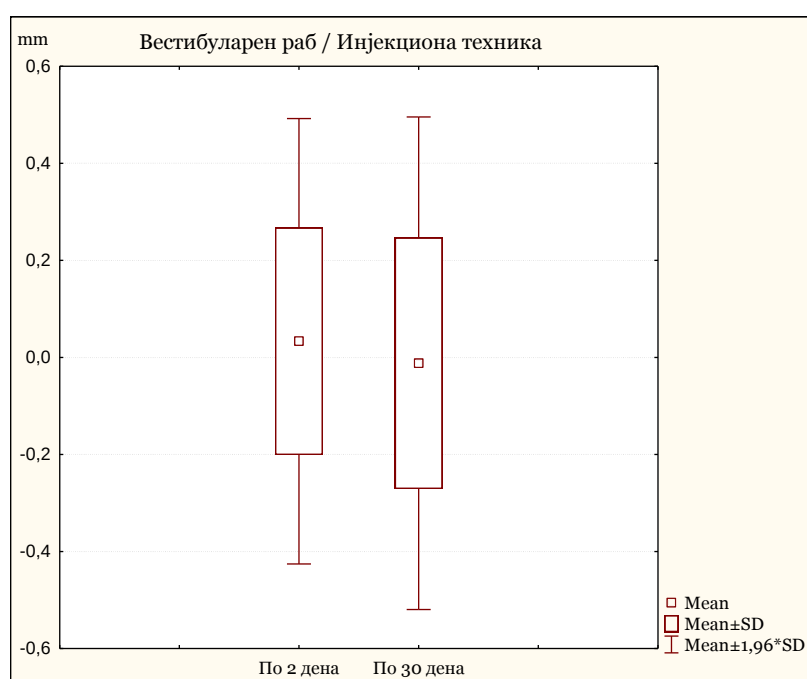
На табелата 8 и графиконот 7, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на вестибуларниот раб на ТП по 2 дена во вода и вестибуларниот раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП, изработени со SR-Ivocar инјекциона техника.

Вестибуларниот раб по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника, варира во интервалот $0,03 \pm 0,23$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,13 до 0,20; минималната вредност изнесува -0,22 mm, а максималната вредност изнесува 0,49 mm.

Вестибуларниот раб по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника, варира во интервалот $-0,01 \pm 0,26$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,20 до 0,17; минималната вредност изнесува -0,20 mm, а максималната вредност изнесува 0,64 mm.

Табела 8: Параметар — Вестибуларен раб/Инјекциона техника

Инјекциона техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Вестибуларен раб по 2 дена	10	0,03	-0,13	0,20	-0,22	0,49	0,23
Вестибуларен раб по 30 дена	10	-0,01	-0,20	0,17	-0,20	0,64	0,26

**Графикон 7:** Параметар — Вестибуларен раб/Инјекциона техника

На табелата 8.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на вестибуларниот раб.

Вестибуларниот раб по 2 дена за $Z = 0,87$ и $p > 0,05$ ($p = 0,39$) има незначајно поголема вредност во однос на вестибуларниот раб по 30 дена.

Табела 8.1: Разлика/параметар — Вестибуларен раб

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Вестибуларен раб по 2 дена и вестибуларен раб по 30 дена	10	19,00	0,87	0,39

6.1.2.2. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб

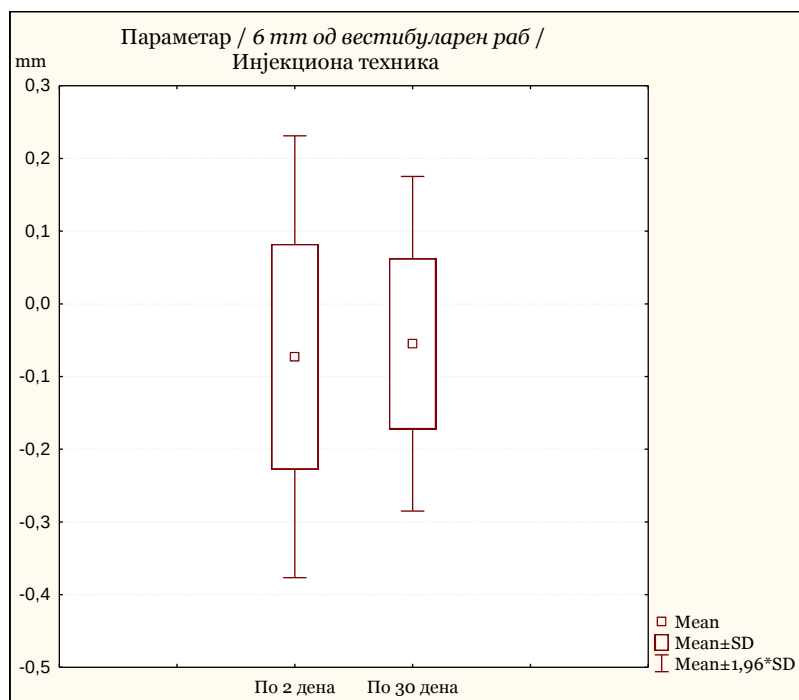
На табелата 9 и графиконот 8, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на параметарот 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода и параметарот 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника.

Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника, варира во интервалот $-0,07 \pm 0,16$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,18 до 0,04; минималната вредност изнесува -0,27 mm, а максималната вредност изнесува 0,28 mm.

Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника, варира во интервалот $-0,05 \pm 0,12$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,14 до 0,03; минималната вредност изнесува -0,22 mm, а максималната вредност изнесува 0,09 mm.

Табела 9: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб/Инјекциона техника

Инјекциона Техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена	10	-0,07	-0,18	0,04	-0,27	0,28	0,16
6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	10	-0,05	-0,14	0,03	-0,22	0,09	0,12



Графикон 8: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб/Инјекциона техника

На табелата 9.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб.

Параметарот — 6 mm од вестибуларниот раб по 30 дена за $t = -0,30$ и $p > 0,05$ ($p = 0,77$) има незначајно поголема вредност во однос на параметарот — 6 mm од вестибуларниот раб по 2 дена.

Табела 9.1: Разлика/параметар — 6 mm од вестибуларен раб.

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена	-0,07	0,16						
6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	-0,05	0,12	10	-0,02	0,19	-0,30	9	0,77

6.1.2.3. Параметар — Највисока површина на алвеоларниот гребен

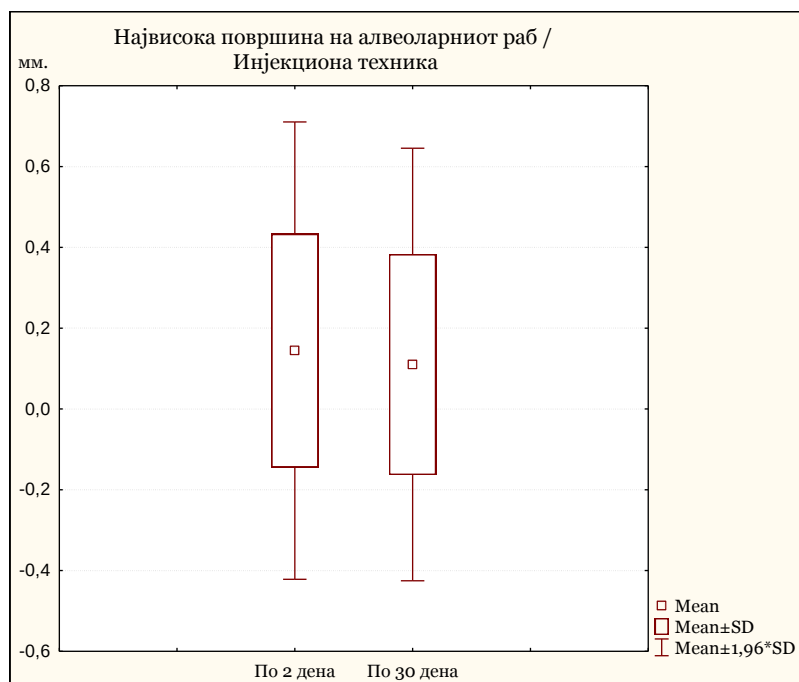
На табелата 10 и графиконот 9, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 2 дена во вода и највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника, варира во интервалот $0,14 \pm 0,29$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,06 до 0,35; минималната вредност изнесува -0,05 mm, а максималната вредност изнесува 0,91 mm.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника, варира во интервалот $0,11 \pm 0,27$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,09 до 0,31; минималната вредност изнесува -0,14 mm, а максималната вредност изнесува 0,82 mm.

Табела 10: Највисока површина на алвеоларен гребен/Инјекциона техника

Инјекциона техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Стд. Дев.
Највисока површина на алвеоларен гребен, по 2 дена	10	0,14	-0,06	0,35	-0,05	0,91	0,29
Највисока површина на алвеоларен гребен, по 30 дена	10	0,11	-0,09	0,31	-0,14	0,82	0,27



Графикон 9: Највисока површина на алвеоларен гребен/Инјекциона техника

На табелата 10.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на највисоката површина на алвеоларниот гребен.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена за $Z = 1,58$ и $p > 0,05$ ($p = 0,11$) има незначајно поголема вредност во однос на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена.

Табела 10.1: Разлика — Највисока површина на алвеоларен гребен

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Највисока површина на алвеоларниот раб по 2 дена и највисока површина на алвеоларниот раб по 30 дена	10	12,00	1,58	0,11

6.1.2.4. Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча

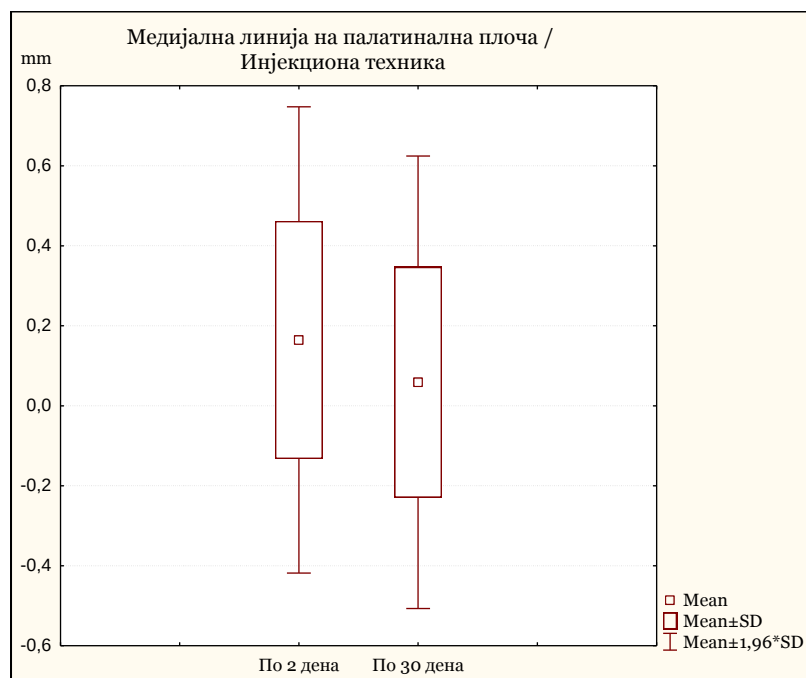
На табелата 11 и графиконот 10, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 1 ден, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника, варира во интервалот $0,16 \pm 0,30$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,05 до 0,38; минималната вредност изнесува -1,00 mm, а максималната вредност изнесува 0,93 mm.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника, варира во интервалот $0,06 \pm 0,29$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,15 до 0,27; минималната вредност изнесува -0,28 mm, а максималната вредност изнесува 0,73 mm.

Табела 11: Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча/Инјекциона техника

Инјекциона Техника	N	Просек	Конфиденс -95,00%	Конфиденс +95,00%	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Медијална линија на палатинална плоча, по 2 дена	10	0,16	-0,05	0,38	-0,10	0,93	0,30
Медијална линија на палатинална плоча, по 30 дена	10	0,06	-0,15	0,27	-0,28	0,73	0,29



Графикон 10: Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча/Инјекциона техника

На табелата 11.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на медијалната линија на палатиналната плоча.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена за $Z = 2,70$ и $p < 0,01$ ($p = 0,007$) има значајно поголема вредност во однос на медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена.

Табела 11.1: Разлика/параметар — Медијална линија на палатиналната плоча

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена и медијална линија на палатинална плоча по 30 дена	10	1,00	2,70	0,007

6.1.2.5. Параметар — Фарингеална граница

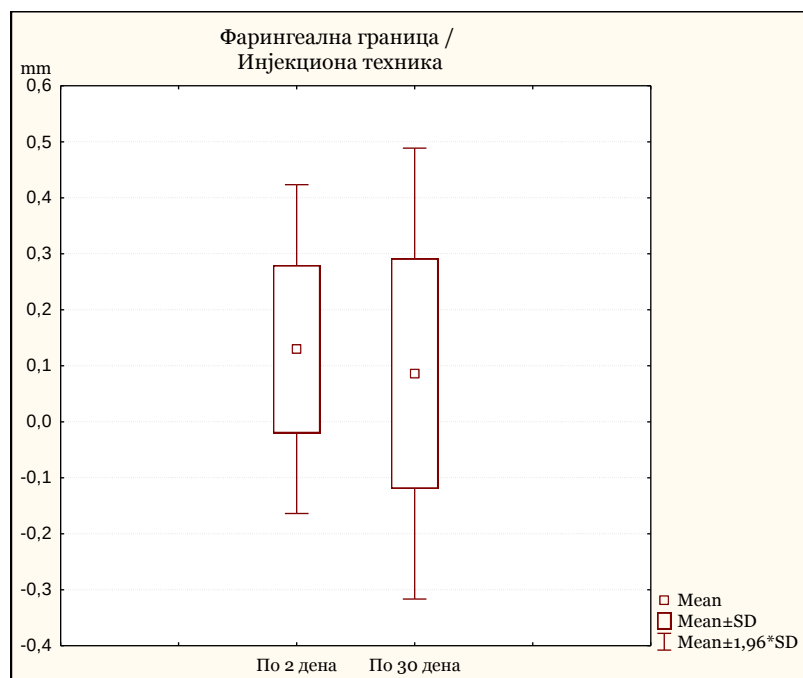
На табелата 12 и графиконот 11, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на фарингеалната граница на ТП по 2 дена во вода и на фарингеалната граница на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника.

Фарингеалната граница по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника, варира во интервалот $0,13 \pm 0,15$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од 0,02 до 0,24; минималната вредност изнесува -0,12 mm, а максималната вредност изнесува 0,46 mm.

Фарингеалната граница по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника, варира во интервалот $0,09 \pm 0,21$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,06 до 0,23; минималната вредност изнесува -0,16 mm, а максималната вредност изнесува 0,49 mm.

Табела 12: Параметар — Фарингеална граница/Инјекциона техника

Инјекциона техника	N	Просек	Конфиденс -95,00%	Конфиденс +95,00%	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Фарингеална граница по 2 дена	10	0,13	0,02	0,24	-0,12	0,46	0,15
Фарингеална граница по 30 дена	10	0,09	-0,06	0,23	-0,16	0,49	0,21



Графикон 11: Параметар – Фарингеална граница/Инјекциона техника

На табелата 12.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на фарингеалната граница.

Фарингеалната граница по 2 дена за $t = 1,31$ и $p > 0,05$ ($p = 0,22$), има незначајно поголема вредност во однос на фарингеалната граница по 30 дена.

Табела 12.1: Разлика – Фарингеална граница

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
Фарингеална граница по 2 дена	0,13	0,15						
Фарингеална граница по 30 дена	0,09	0,21	10	0,04	0,11	1,31	9	0,22

6.1.2.6. Параметар — Палатинална плоча

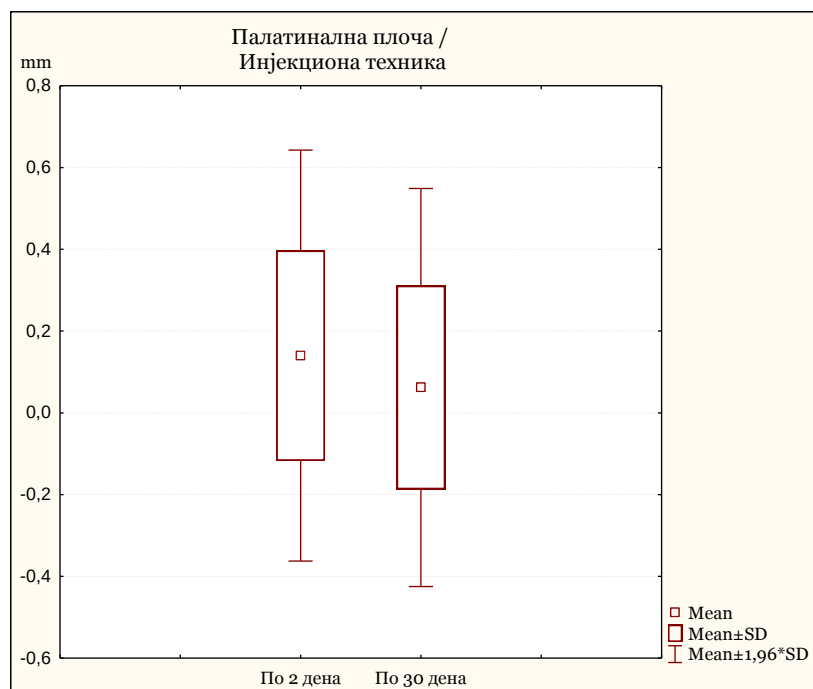
На табелата 13 и графиконот 12, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника.

Палатиналната плоча по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника, варира во интервалот $0,14 \pm 0,26$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,04 до 0,32; минималната вредност изнесува -0,13 mm, а максималната вредност изнесува 0,78 mm.

Палатиналната плоча по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника, варира во интервалот $0,06 \pm 0,25$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,12 до 0,24; минималната вредност изнесува -0,18 mm, а максималната вредност изнесува 0,66 mm.

Табела 13: Параметар — Палатинална плоча/Инјекциона техника

Инјекциона техника	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Палатинална плоча по 2 дена	10	0,14	-0,04	0,32	-0,13	0,78	0,26
Палатинална плоча по 30 дена	10	0,06	-0,12	0,24	-0,18	0,66	0,25



Графикон 12: Параметар — Палатинална плоча/Инјекциона техника

На табелата 13.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на палатиналната плоча.

Палатиналната плоча по 2 дена за $Z = 2,29$ и $p < 0,05$ ($p = \mathbf{0,02}$) има значајно поголема вредност во однос на палатиналната плоча по 30 дена.

Табела 13.1: Разлика/параметар — Палатинална плоча

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Палатинална плоча по 2 дена и палатинална плоча по 30 дена	10	5,00	2,29	0,02

6.1.3. ТП изработени со CAD/CAM-технологија

6.1.3.1. Параметар — Вестибуларен раб

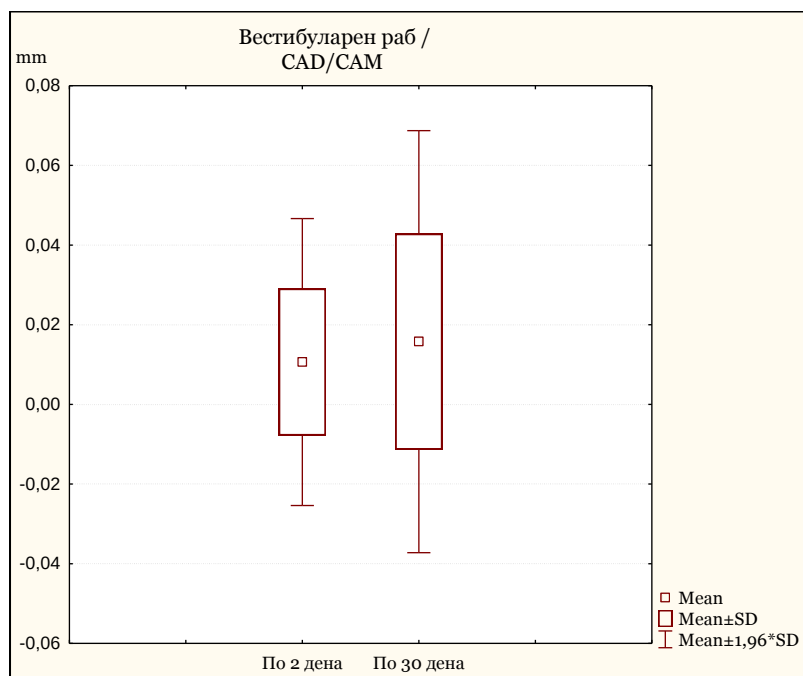
На табелата 14 и графиконот 13, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на вестибуларниот раб на ТП по 2 дена во вода и вестибуларниот раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

Вестибуларниот раб по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $0,01 \pm 0,02$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,003 до 0,024; минималната вредност изнесува -0,001 mm, а максималната вредност изнесува 0,06 mm.

Вестибуларниот раб по 30 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $0,02 \pm 0,03$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,004 до 0,035; минималната вредност изнесува 0,002 mm, а максималната вредност изнесува 0,09 mm.

Табела 14: Вестибуларен раб/CAD/CAM-технологија

CAD/CAM-технологија	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Вестибуларен раб по 2 дена	10	0,01	-0,003	0,024	-0,001	0,06	0,02
Вестибуларен раб по 30 дена	10	0,02	-0,004	0,035	0,002	0,09	0,03



Графикон 13: Вестибуларен раб/CAD/CAM-технологија

На табелата 14.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на вестибуларниот раб.

Вестибуларниот раб по 30 дена за $Z = 0,15$ и $p > 0,05$ ($p = 0,88$) има незначајно поголема вредност во однос на вестибуларниот раб по 2 дена.

Табела 14.1: Разлика/параметар — Вестибуларен раб

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Вестибуларен раб по 2 дена и вестибуларен раб по 30 дена	10	26,00	0,15	0,88

6.1.3.2. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб

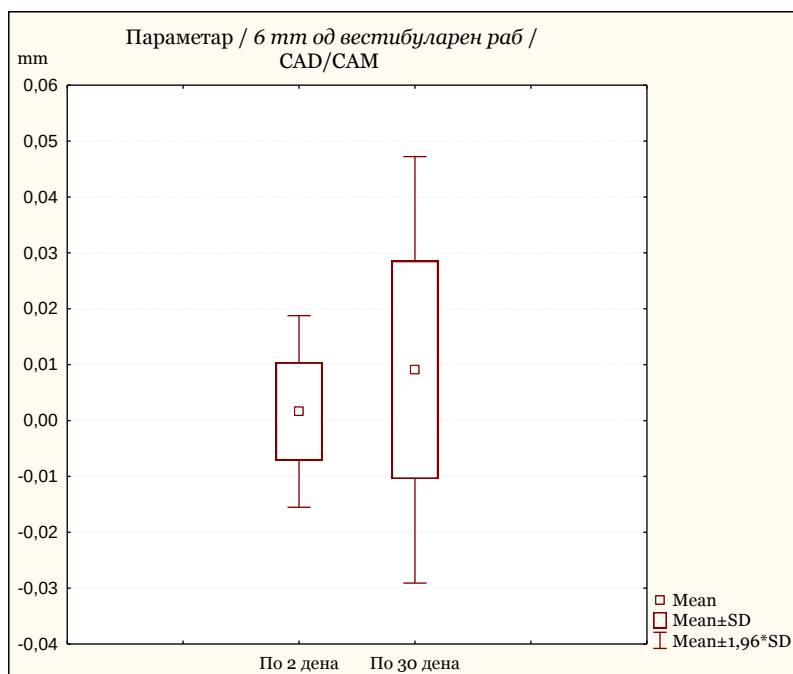
На табелата 15 и графиконот 14, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода и параметарот — 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

Параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $0,002 \pm 0,01$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,005 до 0,008; минималната вредност изнесува -0,02 mm, а максималната вредност изнесува 0,01 mm.

Параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $0,009 \pm 0,02$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,005 до 0,023; минималната вредност изнесува -0,02 mm, а максималната вредност изнесува 0,04 mm.

Табела 15: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб/CAD/CAM-технологија

CAD/CAM-технологија	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена	10	0,002	-0,005	0,008	-0,02	0,01	0,01
6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	10	0,009	-0,005	0,023	-0,02	0,04	0,02



Графикон 14: Параметар — 6 mm од вестибуларен раб/CAD/CAM-технологија

На табелата 15.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб.

Параметарот 6 mm од вестибуларниот раб по 30 дена за $Z = 0,66$ и $p > 0,05$ ($p = 0,51$) има незначајно поголема вредност во однос на параметарот 6 mm од вестибуларниот раб по 2 дена.

Табела 15.1: Разлика/параметар — 6 mm од вестибуларен раб

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена и 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	10	21,00	0,66	0,51

6.1.3.3. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен

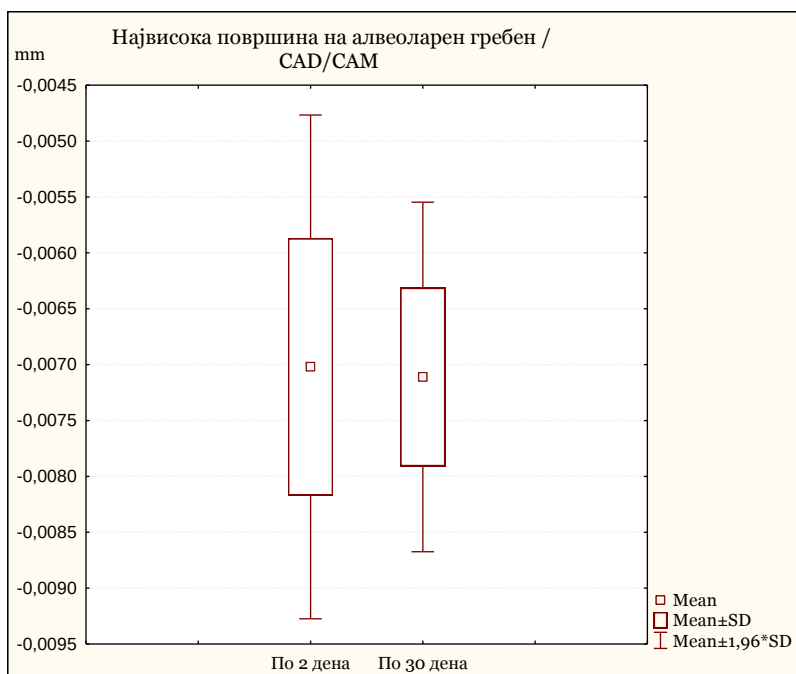
На табелата 16 и графиконот 15, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 2 дена во вода и највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 30 дена во вода. кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,007 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,006$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,007 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,007$; минималната вредност изнесува $-0,008$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Табела 16: Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен/CAD/CAM-технологија

CAD/CAM-технологија	N	Просек	Конфиденс -95,00%	Конфиденс +95,00%	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Највисока површина на алвеоларен гребен по 2 дена	10	-0,007	-0,008	-0,006	-0,009	-0,006	0,001
Највисока површина на алвеоларен гребен по 30 дена	10	-0,007	-0,008	-0,007	-0,008	-0,006	0,001



Графикон 15: Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен/CAD/CAM-технологија

На табелата 16.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на највисоката површина на алвеоларниот гребен.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена за $t = 0,21$ и $p > 0,05$ ($p = 0,84$) има незначајно поголема вредност во однос на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена.

Табела 16.1: Разлика/параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
Највисока површина на алвеоларен гребен по 2 дена	-0,007	0,001						
Највисока површина на алвеоларен гребен по 30 дена	-0,007	0,001	10	0,00	0,001	0,21	9	0,84

6.1.3.4. Медијална линија на палатинална плоча

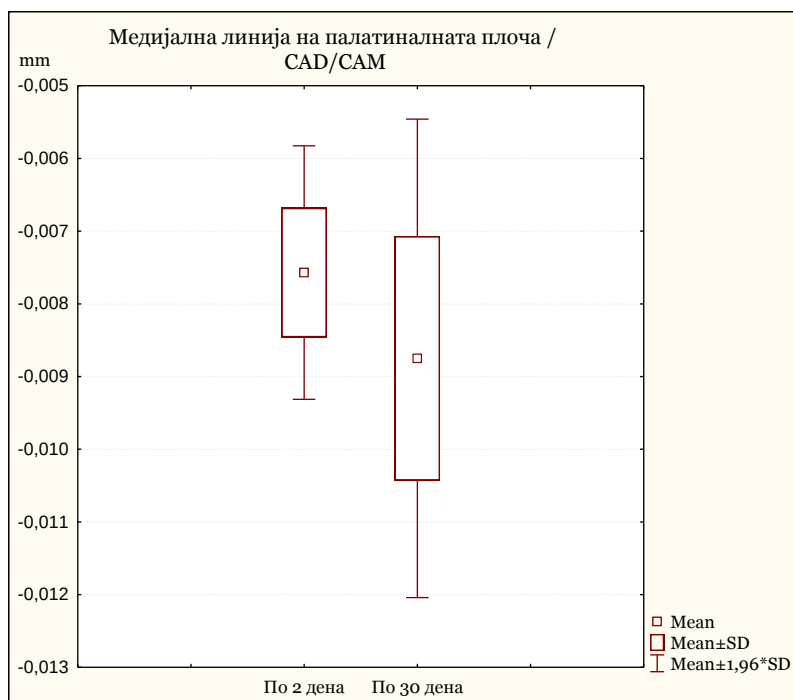
На табелата 17 и графиконот 16, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,008 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,007$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,009 \pm 0,002$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,010$ до $-0,008$; минималната вредност изнесува $-0,013$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,007$ mm.

Табела 17: Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча/CAD/CAM-технологија

CAD/CAM-технологија	N	Просек	Конфиденс -95,00%	Конфиденс +95,00%	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена	10	-0,008	-0,008	-0,007	-0,009	-0,006	0,001
Медијална линија на палатинална плоча по 30 дена	10	-0,009	-0,010	-0,008	-0,013	-0,007	0,002



Графикон 16: Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча/CAD/CAM-технологија

На табелата 17.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на медијалната линија на палатиналната плоча.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена за $Z = 1,78$ и $p > 0,01$ ($p = 0,07$) има незначајно поголема вредност во однос на медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена.

Табела 17.1: Разлика/параметар — Медијална линија на палатиналната плоча

Pair of Variables	Valid	T	Z	p-level
Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена и медијална линија на палатинална плоча по 30 дена	10	10,00	1,78	0,07

6.1.3.5. Параметар — Фарингеална граница

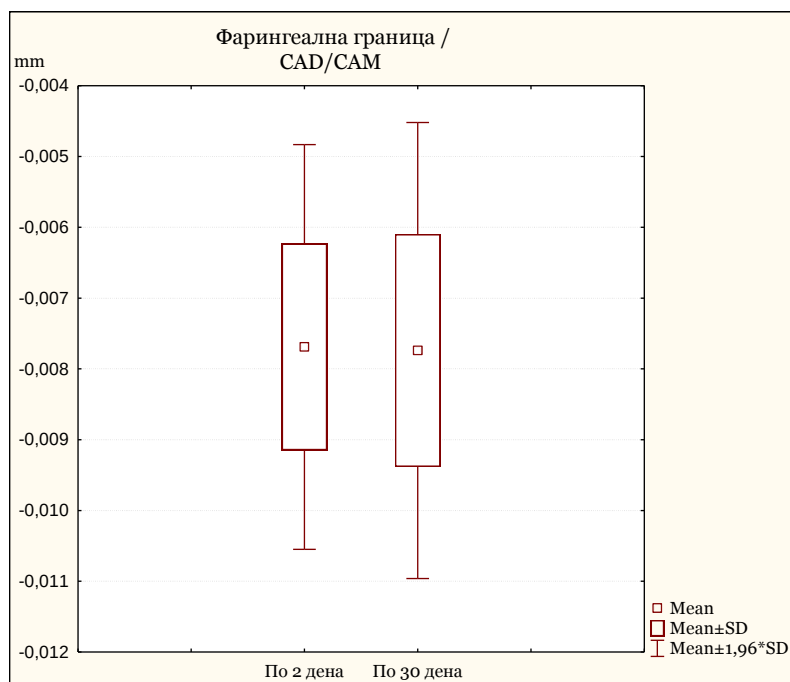
На табелата 18 и графиконот 17, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на фарингеалната граница на ТП по 2 дена во вода и фарингеалната граница на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

Фарингеалната граница по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,008 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,009$ до $-0,007$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Фарингеалната граница по 30 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,008 \pm 0,002$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,009$ до $-0,007$; минималната вредност изнесува $-0,010$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Табела 18: Параметар — Фарингеална граница/CAD/CAM-технологија

CAD/CAM-Технологија	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Фарингеална граница по 2 дена	10	-0,008	-0,009	-0,007	-0,009	-0,006	0,001
Фарингеална граница по 30 дена	10	-0,008	-0,009	-0,007	-0,010	-0,006	0,002



Графикон 17: Параметар — Фарингеална граница/CAD/CAM-технологија

На табелата 18.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на фарингеалната граница.

Фарингеалната граница по 2 дена за $t = 0,07$ и $p > 0,05$ ($p = 0,95$) има незначајно поголема вредност во однос на фарингеалната граница по 30 дена.

Табела 18.1: Разлика/параметар — Фарингеална граница

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	T	df	p
Фарингеална граница по 2 дена	-0,008	0,001						
Фарингеална граница по 30 дена	-0,008	0,002	10	0,000	0,002	0,07	9	0,95

6.1.3.6. Параметар — Палатинална плоча

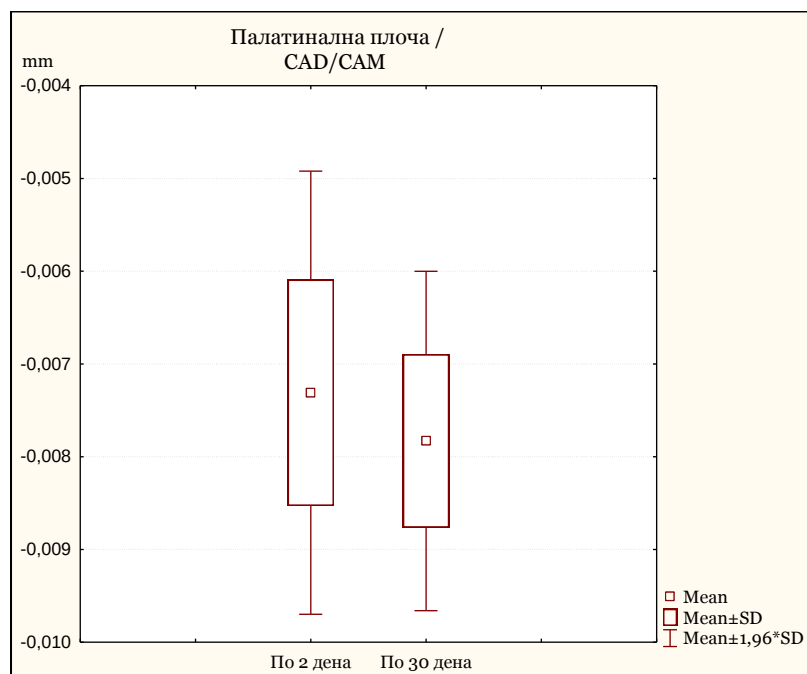
На табелата 19 и графиконот 18, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

Палатиналната плоча по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,007 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,006$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Палатиналната плоча по 30 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,008 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,007$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

Табела 19: Параметар — Палатинална плоча /CAD/CAM-технологија

CAD/CAM-технологија	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Палатинална плоча по 2 дена	10	-0,007	-0,008	-0,006	-0,009	-0,006	0,001
Палатинална плоча по 30 дена	10	-0,008	-0,008	-0,007	-0,009	-0,006	0,001



Графикон 18: Параметар — Палатинална плоча/CAD/CAM-технологија

На табелата 19.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на палатиналната плоча.

Палатиналната плоча по 2 дена за $t = 1,05$ и $p > 0,05$ ($p = 0,32$) има незначајно поголема вредност во однос на палатиналната плоча по 30 дена.

Табела 19.1: Разлика/параметар — Палатинална плоча

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
Палатинална плоча по 2 дена	-0,007	0,001						
Палатинална плоча по 30 дена	-0,008	0,001	10	0,00	0,002	1,05	9	0,32

6.1.4. Разлика помеѓу групи

6.1.4.1. Параметар — Вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода

На табелата 20, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на вестибуларниот раб на ТП по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 0,83$ и $p > 0,05$ ($p = 0,66$) нема значајна разлика во вредноста на вестибуларниот раб по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 20: Разлика помеѓу групи/параметар — Вестибуларен раб по 2 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	1	10	142,50
Инјекциона техника	3	10	147,00
CAD/CAM-технологија	5	10	175,50

6.1.4.2. Параметар — Вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода

На табелата 21, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на вестибуларниот раб на ТП по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 1,97$ и $p > 0,05$ ($p = 0,37$) нема значајна разлика во вредноста на вестибуларниот раб по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 21: Разлика помеѓу групи/параметар — Вестибуларен раб по 30 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	2	10	164,00
Инјекциона техника	4	10	124,00
CAD/CAM-технологија	6	10	177,00

6.1.4.3. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода

На табелата 22, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 5,40$ и $p > 0,05$ ($p = 0,07$) нема значајна разлика во вредноста на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 22: Разлика помеѓу групи/параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	1	10	121,00
Инјекциона техника	3	10	137,00
CAD/CAM-техника	5	10	207,00

6.1.4.4. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода

На табелата 23, табелата 23.1. и графиконот 19, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 8,88$ и $p < 0,05$ ($p = \mathbf{0,01}$) постои значајна разлика во вредноста на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

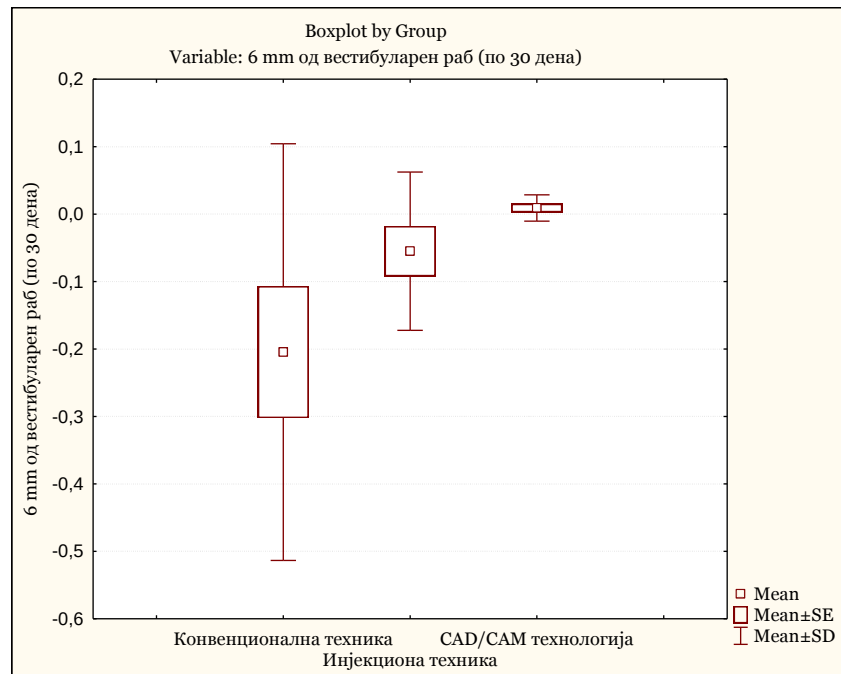
Табела 23: Разлика помеѓу групи/параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	2	10	94,00
Инјекциона техника	4	10	160,00
CAD/CAM-технологија	6	10	211,00

Во повеќекратна компарација на p -вредности помеѓу 3-те испитувани групи, утврдено е дека параметарот — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена во CAD/CAM-групата ($R: 21,10$) значајно е поголем $p < 0,01$ ($p = \mathbf{0,009}$) во однос на истиот параметар во конвенционалната група ($R: 9,40$). Во останатите релации, разликата за $p > 0,05$ не е значајна.

Табела 23.1: Разлика помеѓу групи/параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена / Multiple Comparisons p values (2-tailed)

Група	2 R: 9,40	4 R: 16,00	6 R: 21,10
Конвенционална техника (2)		0,28	0,009
Инјекциона техника (4)	0,28		0,59
CAD/CAM-технологија (6)	0,009	0,59	



Графикон 19: Разлика помеѓу групи/параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена

6.1.4.5. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен на ТП по 2 дена во вода

На табелата 24, прикажана е разликата на дискрепандијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 4,15$ и $p > 0,05$ ($p = 0,13$) нема значајна разлика во вредноста на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 24: Разлика помеѓу групи/Највисока површина на алвеоларен гребен по 2 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	1	10	142,00
Инјекциона техника	3	10	200,00
CAD/CAM-технологија	5	10	123,00

6.1.4.6. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен на ТП по 30 дена во вода

На табелата 25, прикажана е разликата на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 2,67$ и $p > 0,05$ ($p = 0,26$) нема значајна разлика во вредноста на највисоката површина на алвеоларниот гребен по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 25: Разлика помеѓу групи/параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен по 30 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	2	10	129,00
Инјекциона техника	4	10	191,00
CAD/CAM-технологија	6	10	145,00

6.1.4.7. Параметар — Медијална линија на палатинална плоча на ТП по 2 дена во вода

На табелата 26, табелата 26.1. и графиконот 20, прикажана е разликата на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 7,15$ и $p < 0,05$ ($p = 0,03$) постои значајна разлика во вредноста на медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

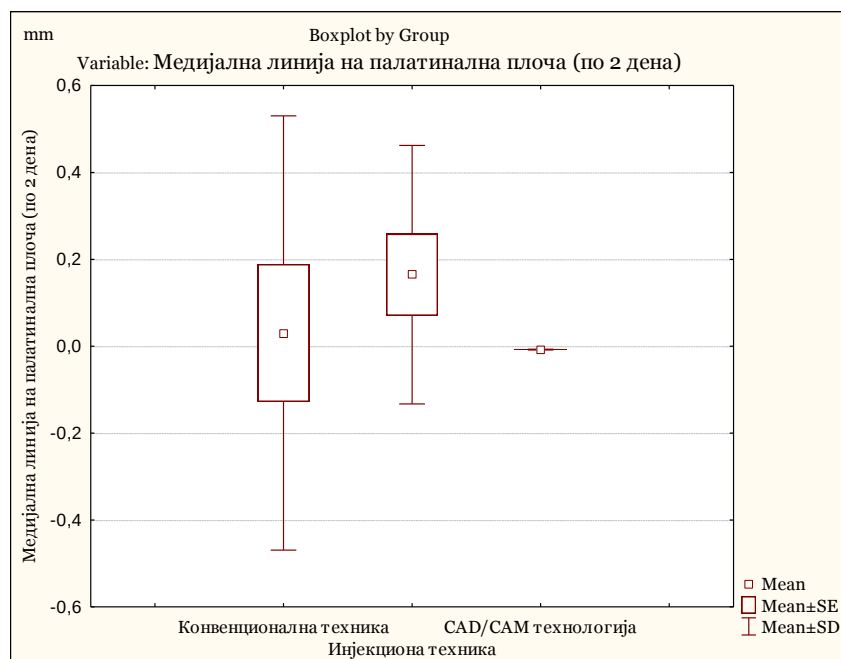
Табела 26: Разлика помеѓу групи/параметар — Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	1	10	193,00
Инјекциона техника	3	10	177,00
CAD/CAM-технологија	5	10	95,00

Во повеќекратна компарација на р-вредности помеѓу 3-те испитувани групи, утврдено е дека медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена во конвенционалната група (R: 19,30) значајно е поголема $p < 0,05$ ($p = \mathbf{0,04}$) во однос на истиот параметар во CAD/CAM-група (R: 9,50). Во останатите релации, разликата за $p > 0,05$ не е значајна.

Табела 26.1: Разлика помеѓу групи/параметар — Медијална линија на палатиналната плоча по 2 дена /Multiple Comparisons p values (2-tailed)

Група	R: 19,30	R: 17,70	R: 9,50
Конвенционална техника		1,00	0,04
Инјекциона техника	1,00		0,11
CAD/CAM-технологија	0,04	0,11	



Графикон 20: Разлика помеѓу групи/параметар — Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена

6.1.4.8. Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода

На табелата 27, прикажана е разликата на дискрепанцијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 3,49$ и $p > 0,05$ ($p = 0,18$) нема значајна разлика во вредноста на медијалната линија на палатиналната плоча по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 27: Разлика помеѓу групи/параметар — Медијална линија на палатиналната плоча по 30 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	2	10	196,00
Инјекциона техника	4	10	144,00
CAD/CAM-технологија	6	10	125,00

6.1.4.9. Параметар — Фарингеална граница на ТП по 2 дена во вода

На табелата 28, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на фарингеалната граница по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $F = 0,62$ и $p > 0,05$ ($p = 0,54$) нема значајна разлика во вредноста на фарингеалната граница по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 28: Разлика помеѓу групи/параметар — Фарингеална граница по 2 дена во вода

Variable	SS Effec t	df Effec t	MS Effec t	SS Erro r	df Erro r	MS Erro r		F	p
Фарингеална граница по 2 дена	0,14	2	0,07	3,05	27	0,11		0,62	0,54

6.1.4.10. Параметар — Фарингеална граница на ТП по 30 дена во вода

На табелата 29, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на фарингеалната граница по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 3,11$ и $p > 0,05$ ($p = 0,21$) нема значајна разлика во вредноста на фарингеалната граница по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 29: Разлика помеѓу групи/параметар — Фарингеална граница по 30 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	2	10	177,00
Инјекциона техника	4	10	173,00
CAD/CAM-технологија	6	10	115,00

6.1.4.11. Параметар — Палатинална плоча на ТП по 2 дена во вода

На табелата 30, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на палатиналната плоча по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 4,84$ и $p > 0,05$ ($p = 0,09$) нема значајна разлика во вредноста на палатиналната плоча по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 30: Разлика помеѓу групи/параметар — Палатинална плоча по 2 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	1	10	180,00
Инјекциона техника	3	10	180,00
CAD/CAM-техника	5	10	105,00

6.1.4.12. Параметар — Палатинална плоча на ТП по 30 дена во вода

На табелата 31, прикажана е разликата на дискрепацијата во налегнувањето (поклопувањето) на протезите и гипсениот модел на палатиналната плоча по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 30) = 4,35$ и $p > 0,05$ ($p = 0,11$) нема значајна разлика во вредноста на палатиналната плоча по 30 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 31: Разлика помеѓу групи/параметар — Палатинална плоча по 30 дена

Група	Code	Valid	Sum of Ranks
Конвенционална техника	2	10	197,00
Инјекциона техника	4	10	153,00
CAD/CAM-техника	6	10	115,00

6.1.4.13. Прецизност и репродуктивност кај тестираните техники на изработка

На табелата 32, прикажаните резултати се однесуваат на рангирање на резултатите врз основа на медијаната и интерквartilниот опсег, со кои се определува прецизността и репродуктивноста кај тестираните техники на изработка.

Рангирањето на резултатите, врз основа на средниот и интерквartilниот опсег, укажа дека кај 11 од 12 анализирани локации CAD/CAM-техниката покажа најдобра комбинација на точност и репродуктивност кај тестираните техники на изработка.

Единствено, конвенционалната техника покажа најдобра прецизност кај највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 2 дена во вода.

Табела 32: Рангирање според димензионална точност и репродуктивност /стабилност / на техниката за изработка врз основа на локацијата

Rank of Accuracy: Proximity to Zero (Median)	Конвенционална техника		Инјекциона техника		CAD/CAM-технологија	
Rank of Reproducibility (Interquartile Range)	Accuracy	Reproducibility	Accuracy	Reproducibility	Accuracy	Reproducibility
	Median	Quartile	Median	Quartile	Median	Quartile
Вестибуларен раб по 2 дена	-0,028 (2)	0,282 (3)	-0,035 (3)	0,170 (2)	0,003 (1)	0,009 (1)
Вестибуларен раб по 30 дена	0,011 (2)	0,340 (3)	-0,126 (3)	0,291 (2)	0,004 (1)	0,020 (1)
6 mm од вестибуларен раб по 2 дена	-0,121 (3)	0,331 (3)	-0,081 (2)	0,174 (2)	0,004 (1)	0,004 (1)
6 mm од вестибуларен раб по 30 дена	-0,199 (3)	0,276 (3)	-0,040 (2)	0,244 (2)	0,004 (1)	0,009 (1)
Највисока површ. на алв. гребен по 2 дена	-0,002 (1)	0,284 (3)	0,041 (3)	0,191 (2)	-0,007 (2)	0,002 (1)
Највисока површ. на алв. гребен по 30 дена	-0,075 (3)	0,361 (3)	0,054 (2)	0,191 (2)	-0,007 (1)	0,001 (1)
Медијална линија на палатиналната плоча по 2 дена	0,199 (3)	0,282 (2)	0,067 (2)	0,213 (2)	-0,008 (1)	0,001 (1)
Медијална линија на палатиналната плоча по 30 дена	0,169 (3)	0,371 (3)	0,033 (2)	0,308 (2)	-0,008 (1)	0,001 (1)
Фарингеална граница по 2 дена	0,116 (2)	0,838 (3)	0,132 (3)	0,103 (2)	-0,007 (1)	0,003 (1)
Фарингеална граница по 30 дена	0,099 (3)	0,710 (3)	0,084 (2)	0,224 (2)	-0,007 (1)	0,003 (1)
Палатинална плоча по 2 дена	0,178 (3)	0,418 (3)	0,096 (2)	0,199 (2)	-0,007 (1)	0,002 (1)
Палатинална плоча по 30 дена	0,161 (3)	0,477 (3)	0,059 (2)	0,244 (2)	-0,008 (1)	0,001 (1)

* Range ()

6.2. Резултати од испитување на механичките карактеристики на протезната база на ТП

Анализата на податоците од механичките испитувања е изведена со дескриптивна статистика, (Kruskal-Wallis) Крускал-Валисовата анализа на варијанса и (Pearson) Пирсон-коэффициентот на корелација.

6.2.1. Резултати од испитување на отпорност на свиткување и модул на еластичност

6.2.1.1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника на компресионо обликување и топла полимеризација на ПММА-акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin)

На табелата 33 и графиконот 21, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај акрилатни примероци, изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin).

Отпорноста на свиткување, кај акрилатните примероци Triplex, варира во интервалот $78,68 \pm 12,18$ МПа, $\pm$ конфиденс интервал: 70,94-86,42; минималната вредност изнесува 62,60 МПа, а максималната вредност изнесува 110,61 МПа.

Модулот на еластичност, кај акрилатните примероци Triplex, варира во интервалот $2435,58 \pm 328,08$ МПа, $\pm$ конфиденс интервал: 2227,12-2644,03; минималната вредност изнесува 2000,46 МПа, а максималната вредност изнесува 2957,92 МПа.

Табела 33: Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат/Triplex

Triplex	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Отпорност на свиткување	12	78,68	70,94	86,42	62,60	110,61	12,18
Модул на еластичност	12	2435,58	2227,12	2644,03	2000,46	2957,92	328,08



Графикон 21: Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат/Triplex

6.2.1.2. Акрилатни примероци изработени со инјекционо обликување со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact)

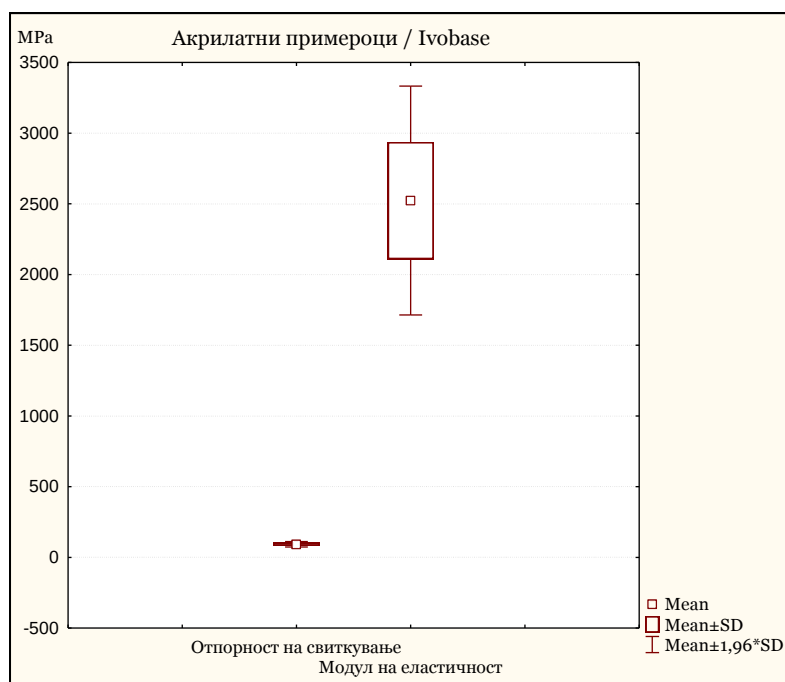
На табелата 34 и графиконот 22, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај акрилатни примероци, изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact).

Отпорноста на свиткување, кај акрилатните примероци Ivobase, варира во интервалот $92,80 \pm 9,95$ МПа, $\pm$ конфиденс интервал: 86,48-99,11; минималната вредност изнесува 79,22 МПа, а максималната вредност изнесува 108,68 МПа.

Модулот на еластичност, кај акрилатните примероци Ivobase, варира во интервалот $2523,40 \pm 412,88$ МПа, $\pm$ конфиденс интервал: 2261,07-2785,73; минималната вредност изнесува 2000,46 МПа, а максималната вредност изнесува 3174,75 МПа.

Табела 34: Акрилатни примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact)

Ivobase	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Отпорност на свиткување	12	92,80	86,48	99,11	79,22	108,68	9,95
Модул на еластичност	12	2523,40	2261,07	2785,73	2000,46	3174,75	412,88



Графикон 22: Акрилатни примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact)

6.2.1.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident)

На табелата 35 и графиконот 23, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај акрилатни примероци, изработени со CAD/CAM-технологија/Polident. Отпорноста на свиткување, кај акрилатните примероци Polident, варира во интервалот $121,53 \pm 15,87$ МПа, $\pm$ конфиденс интервал: 111,45-131,62; минималната вредност изнесува 89,08 МПа, а максималната вредност изнесува 139,31 МПа.

Модулот на еластичност, кај акрилатните примероци Polident, варира во интервалот $3122,94 \pm 219,80$ МПа, $\pm$ конфиденс интервал: 2983,28-3262,60; минималната вредност изнесува 2753,17 МПа, а максималната вредност изнесува 3448,17 МПа.

Табела 35: Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident

Polident	N	Просек	Конфиденс -95,00%	Конфиденс +95,00%	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Отпорност на свиткување	12	121,53	111,45	131,62	89,08	139,31	15,87
Модул на еластичност	12	3122,94	2983,28	3262,60	2753,17	3448,17	219,80



Графикон 23: Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident

6.2.1.4. Разлика помеѓу испитуваните групи во отпорноста на свиткување и модулот на еластичност

6.2.1.4.1. Разлика во отпорноста на свиткување

На табелата 36, табелата 36.1. и графиконот 24, прикажана е разликата во отпорноста на свиткување на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 36) = 23,16$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) постои значајна разлика во отпорноста на свиткување на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 36: Разлика во отпорноста на свиткување

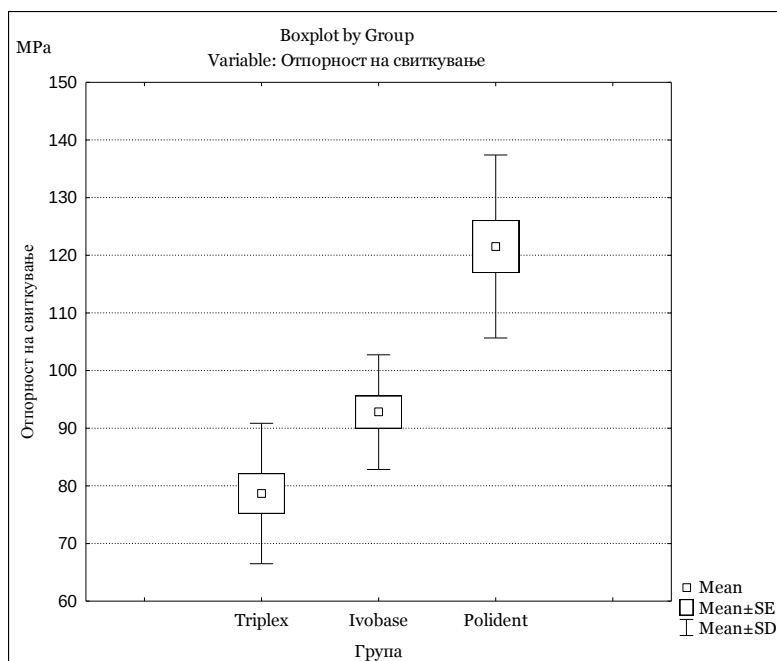
Материјал	Code	Valid	Sum of Ranks
Triplex	1	12	102,00
Ivobase	2	12	214,00
Polident	3	12	350,00

Во повеќекратна компарација на p -вредности помеѓу 3-те испитувани групи, утврдено е дека отпорноста на свиткување на акрилатните примероци, изработени од Ivobase ($R: 17,83$), е поголема во однос на отпорноста на свиткување на акрилатните примероци изработени од Triplex ($R: 8,50$), меѓутоа разликата за $p > 0,05$ ($p = 0,09$) не е значајна.

Отпорноста на свиткување на акрилатните примероци, изработени од Polident ($R: 29,17$), значајно е поголема ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) во однос на отпорноста на свиткување на акрилатните примероци изработени од Triplex ($R: 8,50$), односно значајно е поголема ($p < 0,05$ [$p = 0,03$]) во однос на отпорноста на свиткување на акрилатните примероци изработени од Ivobase ($R: 17,83$).

Табела 36.1: Разлика во отпорноста на свиткување/*Multiple Comparisons p -values (2-tailed)*

Depend.: Отпорност на свиткување	Triplex $R: 8,50$	Ivobase $R: 17,83$	Polident $R: 29,17$
Triplex		0,09	0,000
Ivobase	0,09		0,03
Polident	0,000	0,03	



Графикон 24: Разлика во отпорноста на свиткување

6.2.1.4.2. Разлика во модулот на еластичност

На табелата 37, табелата 37.1 и графиконот 5, прикажана е разликата во модулот на еластичност на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

За $H(2, N = 36) = 18,24$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) постои значајна разлика во модулот на еластичност на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 37: Разлика во модулот на еластичност

Материјал	Code	Valid	Sum of Ranks
Triplex	1	12	143,50
Ivobase	2	12	174,50
Polident	3	12	348,00

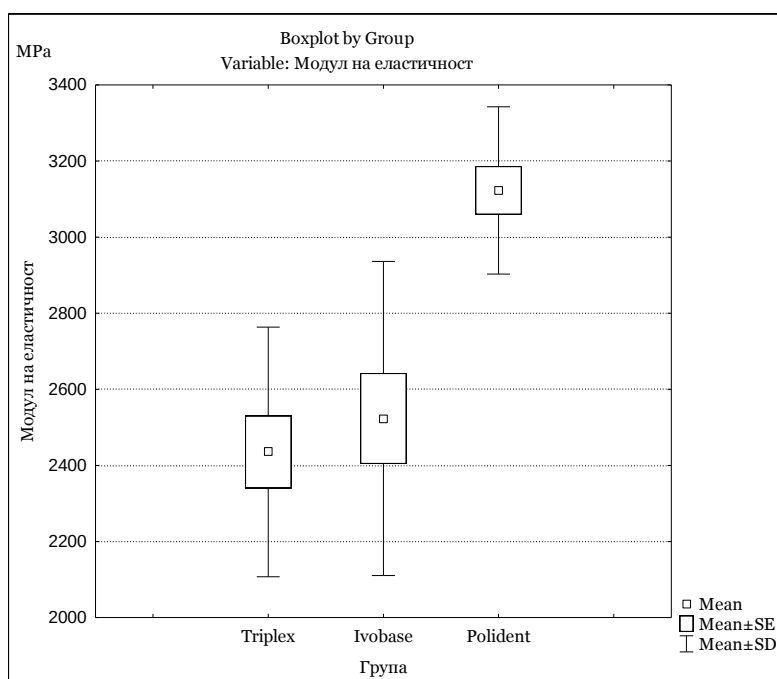
Во повеќекратна компарација на p -вредности помеѓу 3-те испитувани групи, утврдено е дека модулот на еластичност на акрилатните примероци, изработени од Ivobase ($R: 14,54$), е поголем во однос на модулот на еластичност на

акрилатните примероци изработени од Triplex (R: 11,96), меѓутоа разликата за $p > 0,05$ ($p = 1,00$) не е значајна.

Модулот на еластичност на акрилатните примероци, изработени од Polident (R: 29,00), значајно е поголем ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) во однос на модулот на еластичност на акрилатните примероци изработени од Triplex (R: 11,96), односно значајно е поголем ($p < 0,01$ [$p = 0,002$]) во однос на модулот на еластичност на акрилатните примероци изработени од Ivobase (R: 14,54).

Табела 37.1: Разлика во модулот на еластичност/Multiple Comparisons p values (2-tailed)

Depend.: Модул на еластичност	Triplex R: 11,96	Ivobase R: 14,54	Polident R: 29,00
Triplex		1,00	0,000
Ivobase	1,00		0,002
Polident	0,000	0,002	



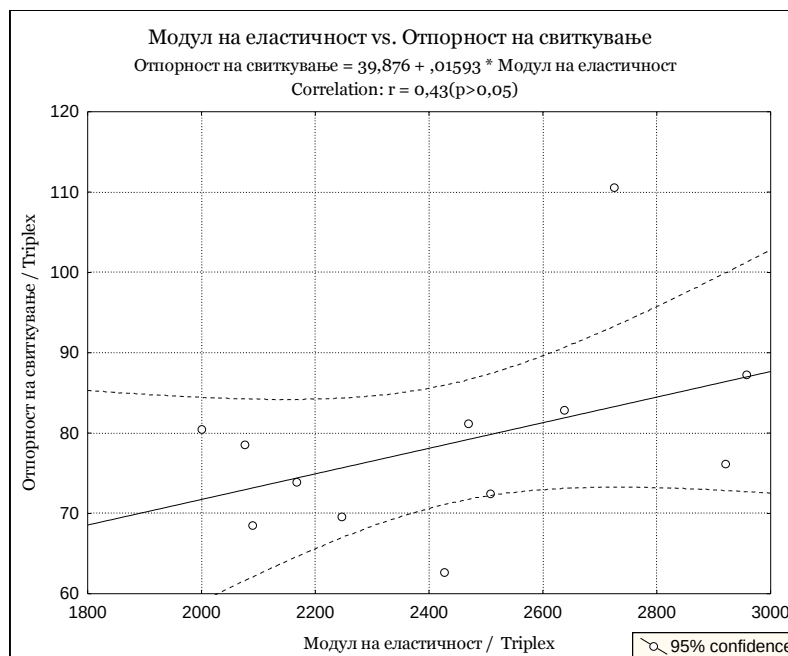
Графикон 25. Разлика во модулот на еластичност

6.2.1.5. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност

6.2.1.5.1. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност кај Triplex

Корелацијата помеѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност, кај акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат, (SR Triplex Hot Acrylic Resin) прикажана е на графиконот 26.

За $r = 0,43$ ($p > 0,05$) во испитаниот однос утврдена е умерено јака, позитивна незначајна корелација. Имено, при зголемување на модулот на еластичност за единечна вредност (МПа), отпорноста на свиткување се зголемува за 0,02 МПа, меѓутоа зголемувањето за $p > 0,05$ не е значајно.

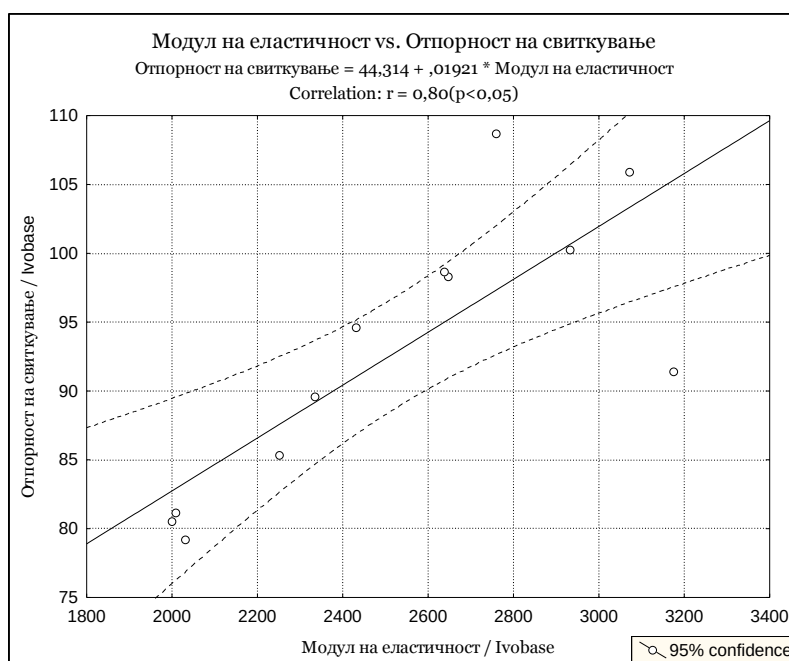


Графикон 26: Корелација помеѓу отпорност на свиткување и тодул на еластичност/Triplex

6.2.1.5.2. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модулот на еластичност кај Ivobase

Корелацијата помеѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност, кај акрилатни примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact), прикажана е на графиконот 27.

За $r = 0,80$ ($p < 0,05$) во испитаниот однос, утврдена е многу јака, позитивна значајна корелација. Имено, при зголемување на модулот на еластичност за единечна вредност (МПа), отпорноста на свиткување се зголемува за 0,02 МПа; зголемувањето за $p < 0,05$ е значајно.

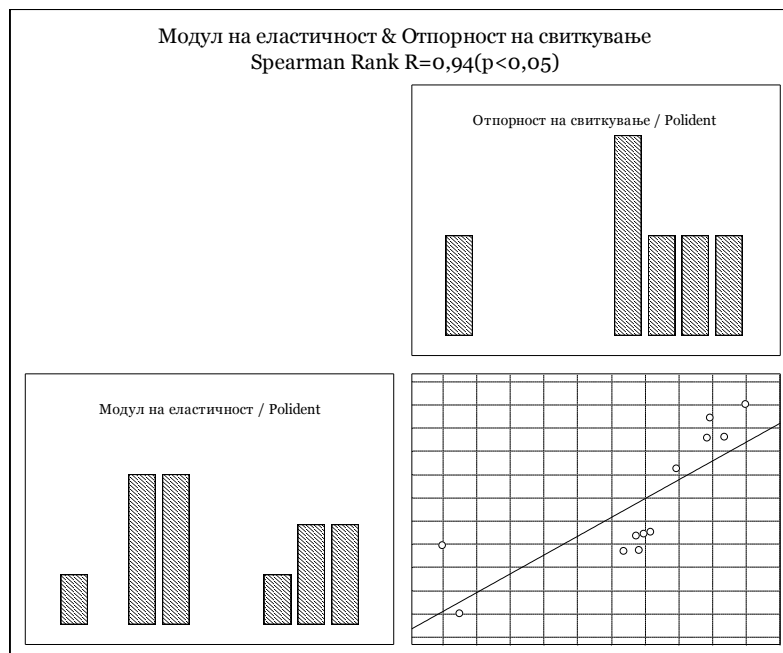


Графикон 27: Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модулот на еластичност/Ivobase

6.2.1.5.3. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модулот на еластичност кај Polident

Корелацијата помеѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност, кај акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident), прикажана е на графиконот 28.

За $R = 0,94$ ($p < 0,05$) во испитаниот однос, утврдена е многу јака, позитивна значајна корелација. Имено, при зголемување на модулот на еластичност, отпорноста на свиткување за $p < 0,05$ значајно се зголемува.



Графикон 28: Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модулот на еластичност/Polident

6.2.2. Резултати од испитување на отпорност на кршење

6.2.2.1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin)

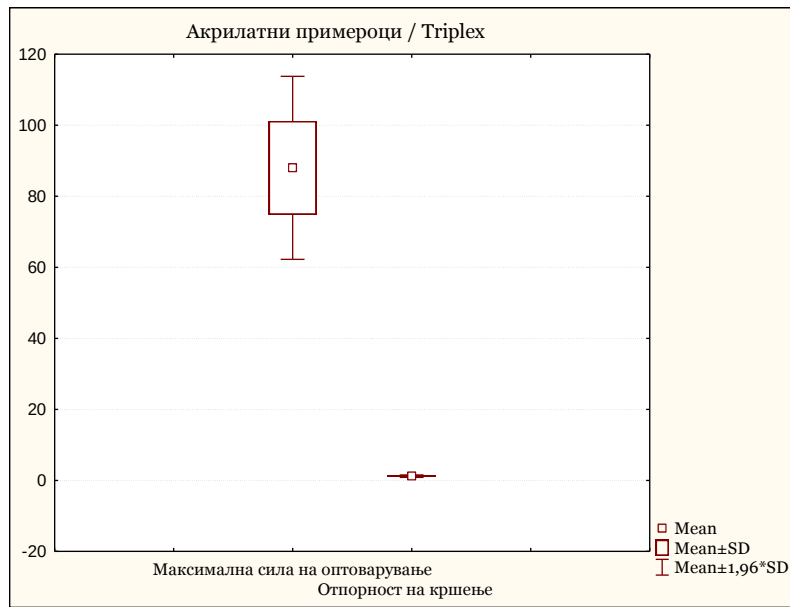
На табелата 38 и графиконот 29, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење, кај акрилатните примероци изработени со конвенционална техника со топло полимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin).

Максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци (Triplex), варира во интервалот $88,02 \pm 13,15$ N, $\pm$ конфиденс интервал: 79,66-96,36; минималната вредност изнесува 22,65 N, а максималната вредност изнесува 108,55 N.

Отпорноста на кршење, кај акрилатните примероци (Triplex), варира во интервалот $1,19 \pm 0,18$ МПа/м^{1/2}, $\pm$ конфиденс интервал: 1,07-1,30; минималната вредност изнесува 0,98 МПа/м^{1/2}, а максималната вредност изнесува 1,46 МПа/м^{1/2}.

Triplex	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. Дев.
Максимална сила на оптоварување	12	88,02	79,66	96,36	72,65	108,55	13,15
Отпорност на кршење	12	1,19	1,07	1,30	0,98	1,46	0,18

Табела 38: Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризирачки акрилат/Triplex



Графикон 29: Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризирачки акрилат (Triplex)

6.2.2.2. Акрилатни примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact)

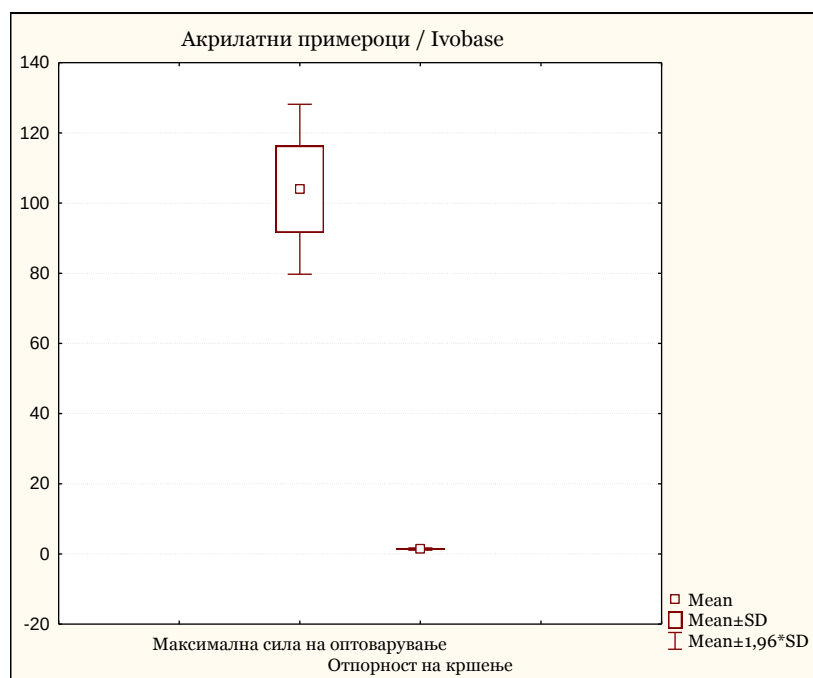
На табелата 39 и графиконот 30, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење, кај акрилатните примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact).

Максималната сила на оптоварување кај акрилатните примероци (Ivobase) варира во интервалот $103,95 \pm 12,35$ N, $\pm$ конфиденс интервал: 96,10-111,79; минималната вредност изнесува 84,15 N, а максималната вредност изнесува 123,08 N.

Отпорноста на кршење кај акрилатните примероци (Ivobase) варира во интервалот $1,40 \pm 0,17$ МПа/ $m^{1/2}$, $\pm$ конфиденс интервал: 1,29-1,51; минималната вредност изнесува 1,13 МПа/ $m^{1/2}$, а максималната вредност изнесува 1,66 МПа/ $m^{1/2}$.

Табела 39: Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocар инјекциона техника (Ivobase High Impact)

Ivobase	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Максимална сила на оптоварување	12	103,95	96,10	111,79	84,15	123,08	12,35
Отпорност на кршење	12	1,40	1,29	1,51	1,13	1,66	0,17



Графикон 30. Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocар инјекциона техника (Ivobase High Impact)

6.2.2.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident)

На табелата 40 и графиконот 31, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење, кај акрилатните примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident).

Максималната сила на оптоварување кај акрилатните примероци (Polident) варира во интервалот $115,70 \pm 15,69$ N, $\pm$ конфиденс интервал: 105,74-125,67; минималната вредност изнесува 93,58 N, а максималната вредност изнесува 145,72 N.

Отпорноста на кршење, кај акрилатните примероци (Polident), варира во интервалот $1,56 \pm 0,21$ МПа/ $m^{1/2}$, $\pm$ конфиденс интервал: 1,43-1,69; минималната вредност изнесува 1,26 МПа/ $m^{1/2}$, а максималната вредност изнесува 1,96 МПа/ $m^{1/2}$.

Табела 40: Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident

Polident	N	Просек	Конфиденс -95,00 %	Конфиденс +95,00 %	Миним.	Максим.	Станд. дев.
Максимална сила	12	115,70	105,74	125,67	93,58	145,72	15,69
Цврстина на кршење	12	1,56	1,43	1,69	1,26	1,96	0,21



Графикон 31: Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident

6.2.2.4. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење

6.2.2.4.1. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување

На табелата 41, табелата 41.1. и графиконот 32, прикажана е разликата во максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

За $F = 12,16$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) постои значајна разлика во максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 41: Разлика во максимална сила на оптоварување

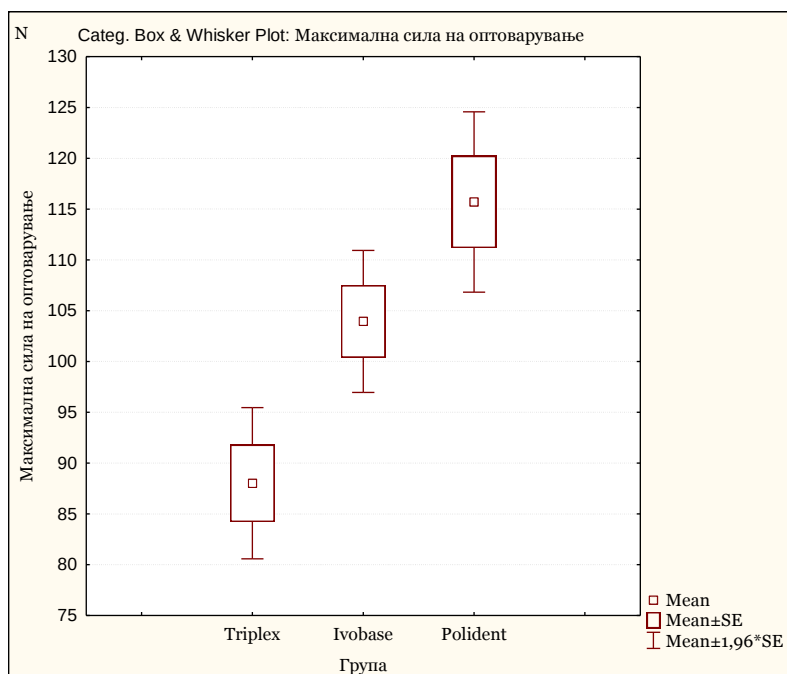
Варијабла	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	Df Error	MS Error	F	p
Максимална сила на оптоварување	4633,51	2	2316,75	6287,55	33	190,53	12,16	0,000

Во post-hoc анализата утврдено е дека максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци, изработени од Ivobase ($M = 103,95$ N), е поголема во однос на максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци, изработени од Triplex ($M=88,02$ N), разликата за $p < 0,01$ ($p = 0,008$) е значајна.

Максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци, изработени од Polident ($M = 115,70$ N), значајно е поголема ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) во однос на максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци, изработени од Triplex ($M = 88,02$ N), односно значајно е поголема ($p < 0,05$ [$p = 0,04$]) во однос на максималната сила на оптоварување на акрилатните, примероци изработени од Ivobase ($M=103,95$ N).

Табела 41.1: Разлика во максимална сила на оптоварување/LSD Test

Максимална сила на оптоварување	(1) M=88,02	(2) M=103,95	(3) M=115,70
Triplex (1)		0,008	0,000
Ivobase (2)	0,008		0,04
Polident (3)	0,000	0,04	



Графикон 32: Разлика во максимална сила на оптоварување

6.2.2.4.2. Разлика помеѓу испитуваните групи на отпорност на кршење

На табелата 42, табелата 42.1 и графиконот 33, прикажана е разликата во отпорноста на кршење на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи. За $F = 12,12$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) постои значајна разлика во отпорноста на кршење на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 42: Разлика во отпорност на кршење

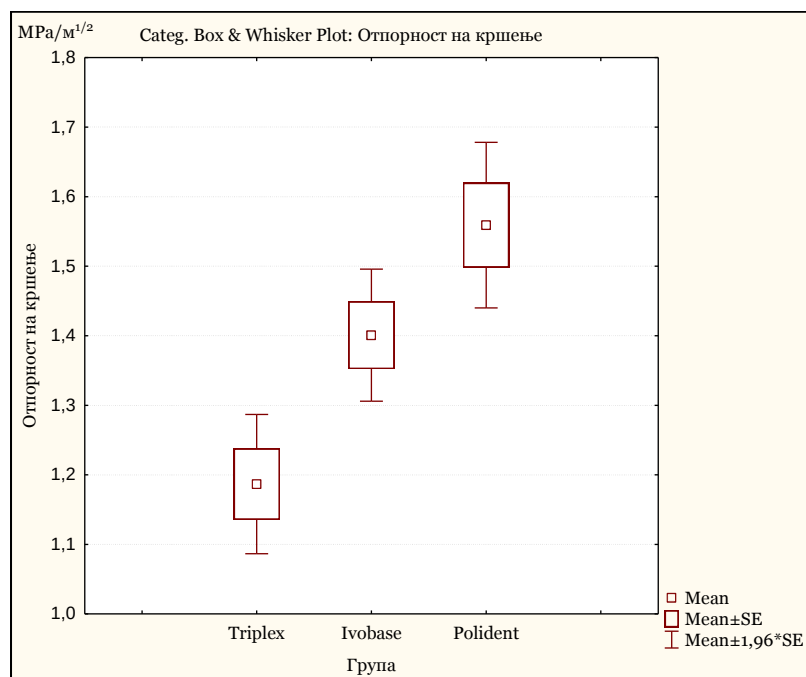
Варијабла	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	Df Error	MS Error	F	p
Отпорност на кршење	0,84	2	0,42	1,14	33	0,03	12,12	0,000

Во post-hoc анализата, утврдено е дека отпорноста на кршење на акрилатните примероци, изработени од Ivobase ($M = 1,40 \text{ MPa/m}^{1/2}$), е поголема во однос на отпорноста на кршење на акрилатните примероци, изработени од Triplex ($M = 1,19 \text{ MPa/m}^{1/2}$), разликата за $p < 0,01$ ($p = 0,008$) е значајна.

Отпорноста на кршење на акрилатните примероци, изработени од Polident ($M = 1,56 \text{ MPa/m}^{1/2}$), значајно е поголема ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) во однос на отпорноста на кршење на акрилатните примероци, изработени од Triplex ($M = 1,19 \text{ MPa/m}^{1/2}$), односно значајно е поголема ($p < 0,05$ [$p = 0,04$]) во однос на отпорноста на кршење на акрилатните примероци, изработени од Ivobase ($M = 1,40 \text{ MPa/m}^{1/2}$).

Табела 42.1: Разлика во отпорност на кршење/LSD Test

Отпорност на кршење	(1) M = 1,19	(2) M = 1,40	(3) M = 1,56
Triplex (1)		0,008	0,000
Ivobase (2)	0,008		0,04
Polident (3)	0,000	0,04	



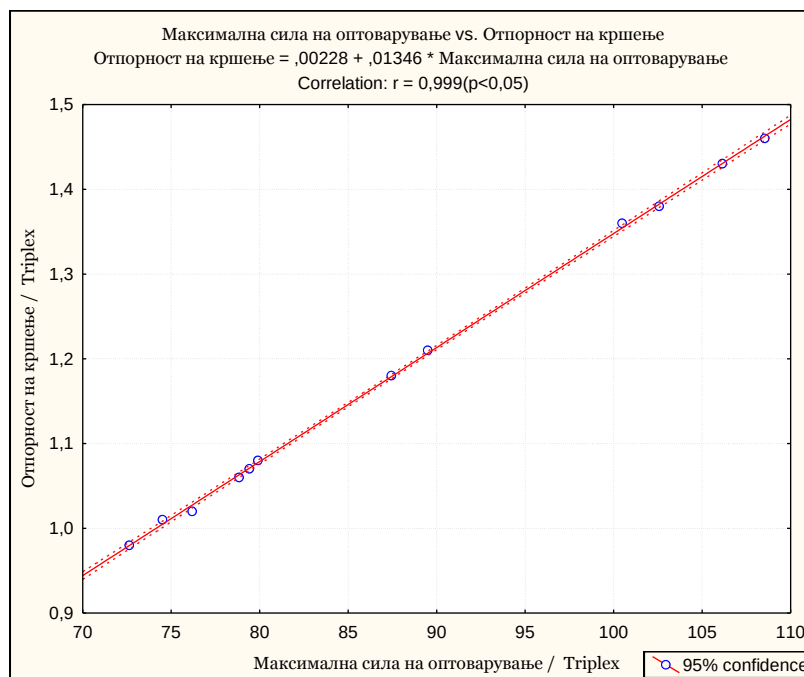
Графикон 33: Разлика во отпорност на кршење

6.2.2.5. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување

6.2.2.5.1. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Triplex

Корелацијата помеѓу отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin), прикажана е на графиконот 34.

За $r = 1,00$ ($p < 0,05$) во испитаниот однос, утврдена е максимално јака, позитивна значајна корелација. Имено, при зголемување на максималната сила на оптоварување за единечна вредност (N), отпорноста на кршење се зголемува за $0,01 \text{ MPa/m}^{1/2}$, зголемувањето за $p < 0,05$ е значајно.

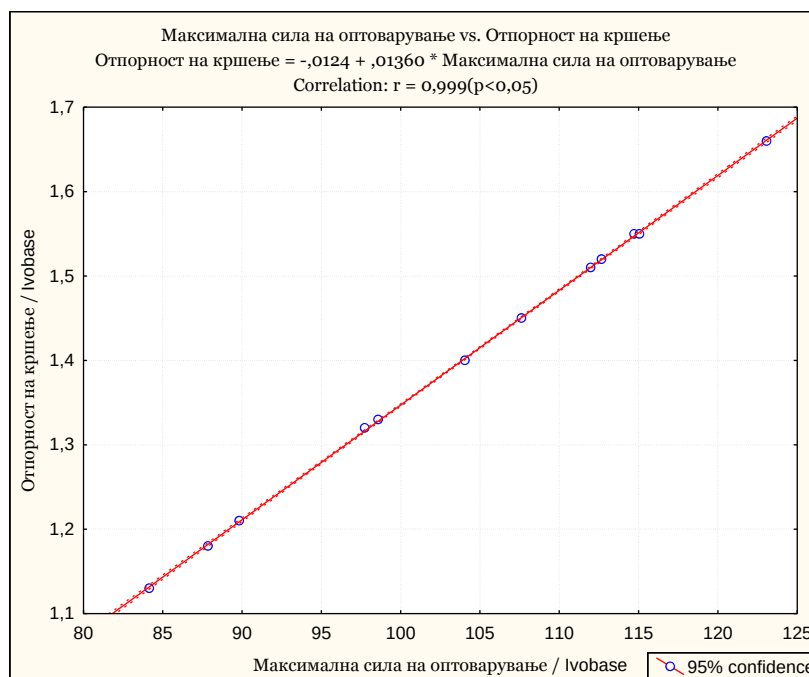


Графикон 34: Корелација помеѓу отпорност на кршење и максимална сила на оптоварување кај Triplex

6.2.2.5.2. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максимална сила на оптоварување кај Ivobase

Корелацијата помеѓу отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника (Ivobase High Impact), прикажана е на графиконот 35.

За $r = 1,00$ ($p < 0,05$) во испитаниот однос, утврдена е максимално јака, позитивна значајна корелација. Имено, при зголемување на максималната сила на оптоварување за единечна вредност (N), отпорноста на кршење се зголемува за $0,01 \text{ MPa/m}^{1/2}$, зголемувањето за $p < 0,05$ е значајно.

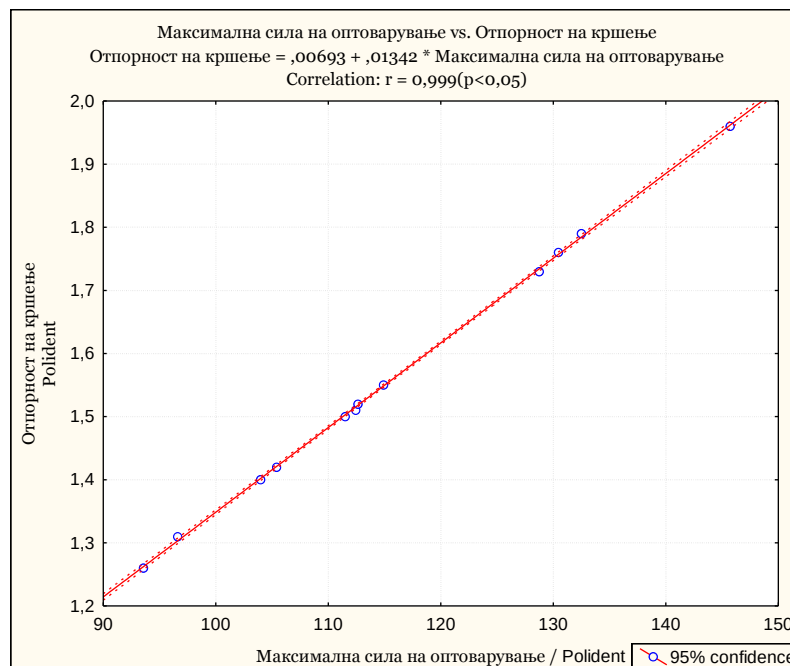


Графикон 35: Корелација помеѓу отпорност на кршење и максимална сила на оптоварување кај Ivobase

6.2.2.5.3. Корелација на отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување кај Polident

Корелацијата помеѓу отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident), прикажана е на графиконот 36.

За $r = 1,00$ ($p < 0,05$) во испитаниот однос, утврдена е максимално јака, позитивна значајна корелација. Имено, при зголемување на максималната сила на оптоварување за единечна вредност (N), отпорноста на кршење се зголемува за $0,01 \text{ MPa/m}^{1/2}$, зголемувањето за $p < 0,05$ е значајно.



Графикон 36: Корелација на отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување кај Polident

7. ДИСКУСИЈА

Во истражувањата во оваа докторска дисертација, беа испитувани физичките и механичките карактеристики на протезните бази изработени со новата CAD/CAM-технологија на изработка на ТП и компарирани со оние на ТП изработени со конвенционална и со инјекциона техника. Конвенционалната техника (техника на компресионо обликување со топла полимеризација на ПММА) е најчесто користен метод, поради нејзината едноставност и релативно добрата прецизност во изработка на ТП. Поради тоа, оваа техника се смета за златен стандард во споредба со другите техники⁽⁶⁴⁾. Меѓу другите конвенционални методи за изработка на ТП, инјекционата техника (техника на инјекционо обликување на ПММА-материјалот) е избрана да биде вклучена во оваа студија поради тоа што се издвојува како најуспешна во компензирањето на контракцијата на ПММА, при компресионо обликување со топла полимеризација^(65,66,67,68). За изработка на протезните бази со конвенционална- и инјекциона техника беше користен ПММА акрилатен материјал од ист производител (Ivoclar Vivadent), со сличен состав, за испитуваните карактеристики да зависат само од типот на техниката и за ефектот од составот на материјалот да биде елиминиран.

7.1. Дискусија на резултатите од испитување на физичките карактеристики на протезната база на ТП – димензионална стабилност и прецизност

Крајната цел на секоја техника за изработка на ТП е минимална дисторзија на протезната база при процесот на полимеризација и следствено на тоа — ТП која прецизно налегнува на потпротезната мукоза⁽³⁶⁾. Претходните истражувања за димензионалната стабилност на протезната база, при процесот на изработката со досегашните техники, покажале деформации на базата на ТП, што водат до намалена ретенција и стабилност, до намалување на задоволството кај пациентите и пролонгирање на потребното време за корекции на ТП^(8,46,69).

Изработката на ТП со CAD/CAM е нова технологија во мобилната протетика и испитувањето беше изведено за да се евалуира димензионалната стабилност и прецизност на протезна база изработена со CAD/CAM-технологија преку компарација со протезни бази изработени со конвенционална и инјекциона техника.

Бројот на примероци ($n = 10$) во секоја група во ин витро студијата, беше во согласност со бројот на примероци во слични публикувани студии^(36,42,68). Примероците со конвенционална- и инјекциона техника беа изработувани од еден техничар со долгогодишно искуство, строго придржувајќи се до протоколот за изработка, наведен од производителот.

Со цел димензионалните промени на протезните бази да се доведат во директна корелација со техниката на изработка, примероците беа изработени како ТП со заби. Тоа беше особено потребно за испитување на конвенционалната- и инјекционата техника, поради тоа што студијата на Вагсо и сор. покажува 45 % повеќе простор под протеза во која се поставени заби во споредба со протезна база без поставени заби⁽⁷⁰⁾. Според Кеенап и сор., испитувањето на димензионалните промени на друг тип акрилатни примероци (акрилатни плочи, протезни бази без заби) со различни форми, може да биде причина за поинаква шема на контракција на ПММА-материјалот⁽⁷¹⁾.

Во оваа студија, испитувањето на димензионалната стабилност и прецизност на протезната база на ТП беше извршено 2-3 дена по изработката и по интервал од 30 дена. Беше одлучено ТП да бидат потопени во дестилирана вода, бидејќи, иако на пазарот постојат продукти на артифициелна салива — кои ги содржат неорганските компоненти на хуманата салива, тие ја немаат вискозноста на плунката, а со тоа и не овозможуваат имитирање на условите во усната празнина. Според некои автори, складирањето ТП во вода резултира со експанзија на протезните бази како резултат на сорпција (адсорпција и абсорпција) на вода. Сорпцијата на вода доведува до раздвојување на макромолекулите, што резултира со експанзија на материјалот⁽⁷²⁾. Оваа експанзија, ја компензира полимеризационата контракција на акрилатните материјали и ја подобрува адаптацијата на протезната база на потпротезните ткива⁽⁷³⁾.

Дескриптивната статистика, во оваа студија, направена за шесте регии во секоја испитувана група за компарација на поклопувањето на протезната база со гипсениот модел за период од 2 до 3 дена и за период од 30 дена, не го потврди влијанието на водата — во смисол на подобра адаптација на протезните бази по подолг период во вода, односно, преведено во клинички услови, не го потврди подоброто налегнување на ТП по подолг период на носење ТП, како резултат на влажната средина во усната шуплина.

Во групата на ТП изработени со конвенционална техника, при компарација на параметрите: регија — 2-3 дена во вода и регија — 30 дена во вода, иако во секоја од испитуваните регии има промени во димензиите, таа вредност скоро никаде не е значајна. Според Goodacre, период од 24 h во вода е доволен период за хидрирање на ТП, па поради тоа и не се очекува сигнификанта разлика при подолго стоење на ТП во вода, на што одат во прилог резултите од оваа студија⁽³⁶⁾.

Во групата на ТП изработени со инјекциона техника, во регијата на медијалната линија на палатумот и во целата регијата на палатиналната плоча, има сигнификантно подобра вредност на адаптацијата на протезната база по 30 дена во вода, во однос на 2-3 дена. Овој наод би можел да биде во согласност со студијата на Sykora, каде што димензионалните промени на протезните бази, изработени со инјекциона техника, се редуцираат по период од 1 недела потопени во вода, во однос на 1 ден во вода, додека кај конвенционалната техника тоа нема влијание⁽⁴⁶⁾. Поради тоа што разликата на вредноста (подобрувањето) на отстојувањето на протезната база од моделот во регијата на медијалната линија изнесува 0,01 mm, а на палатиналната плоча 0,08 mm, сметавме дека овој наод е ирелевантен во клинички контекст.

Во групата на ТП изработени со CAD/CAM-технологија, не е пронајдена сигнификантна разлика кај испитуваните параметри по 3 и 30 дена во вода, што би можело да оди во прилог на тврдењата на производителите дека CAD/CAM акрилатните блокови, поради начинот на фабричка полимеризација, се со поголема густина, високовмрежани (покондензирани) и затоа високохидрофобни^(58,74,75,76,77). Спротивно на ова тврдење, во студијата на Srinivasan, при анализа на регионите од интерес, веднаш по изработката и по 21 ден во артифициелна салива, утврдено е подобрување на прецизноста на протезните бази на ТП изработени со

CAD/CAM, со инјекциона и конвенционална техника по 21 ден во течна средина, во однос на мерењата веднаш по изработката, но тоа не е сигнификантно⁽⁵⁹⁾. По 21 ден, највисока прецизност на базата покажуваат ТП изработени со конвенционална техника. Интересно е што во таа студија е утврдена најголема променливост на прецизноста на базалната површина на ТП, изработени со CAD/CAM-технологија. Тоа би можело да се должи на големината на инструментот за режење, поради што површината на CAD/CAM-протезите не е мазна, туку „рапава“. Микрорапавата базална површина на CAD/CAM ТП, не претставува недостаток во клинички контекст, туку напротив овие микро-простори за салива, можат да бидат дополнителна адхезивна сила за ТП⁽⁵⁹⁾.

При анализа на резултатите за разликите на параметрите помеѓу испитуваните групи во сите регии, значителна разлика е утврдена само кај два параметра. Кај параметарот — 6 mm од вестибуларен раб (регија на вестибуларна површина на алвеоларниот гребен) на ТП по 30 дена во вода во повеќекратна компарација помеѓу трите испитувани групи, утврдена е сигнификантно поголема вредност кај CAD/CAM ТП во однос на конвенционалните ТП ($p < 0,01$ [$p = 0,009$]). Кај параметарот — медијална линија на палатиналната плоча по 2-3 дена во вода, утврдено е дека кај конвенционалната група вредноста е значајно поголема во однос на CAD/CAM-групата на ТП ($p < 0,05$ [$p = 0,04$]). Овие резултати се совпаѓаат со резултатите на студијата на Goodacre и сор. каде разлика е утврдена на највисоката површина на алвеоларниот гребен помеѓу CAD/CAM ТП и ТП изработени со инјекциона и со техника на леење и на фарингеалната граница помеѓу ТП изработени со CAD/CAM- и инјекциона техника⁽³⁶⁾.

Значајно е да се спомене дека најголема стандарна девијација кај сите параметри (секој параметар е мерен во повеќе точки) има во групата на ТП изработени со конвенционална техника, што оди во прилог на димензионални деформации на базата при изработката и нерамномерно налегнување, но поради малите вредности на тоа отстојување (или компримирање) ги сметаме за незначајни за клиничките перформанси на ТП. Најниски вредности на стандарданата девијација има во групата ТП изработени со CAD/CAM-технологија и тие се движат помеѓу 0,001 mm и 0,03 mm.

Анализата врз основа на медијана и интерквартален опсег е од посебно значење во рангирање на техниките за изработка на ТП. Вредноста на медијаната ја покажува прецизноста и униформноста на адаптацијата на базата на ТП, а интеркварталниот опсег ја покажува репродуктивноста на техниката, односно можноста за изработка на високопрецизна протезна база секогаш кога се применува дадената техника. Вредноста на медијаната блиску до нула и тесната вредност на интеркварталниот опсег е од најголема важност при евалуација на една техника⁽³⁶⁾.

При рангирањето на резултатите на сите 12 испитувани параметри, врз основа на медијана и интерквартален опсег, CAD/CAM-техниката покажа најдобра комбинација на прецизност на протезната база и репродуктивност (постојаност во прецизноста на изработката) на 11 од 12 анализирани параметри (табела 32). Конвенционалната техника покажа највисока прецизност на површината на алвеоларниот гребен по 2-3 дена во вода. Во однос на овој податок, вредно е да се каже дека рангирањето, според вредноста на медијаната, за најпрецизна техника на површината на алвеоларниот гребен (по 2-3 дена во вода) е во конфликт со средната вредност на истиот параметар кај конвенционалната техника, кога се врши споредба меѓу групите. При тоа, стандардната девијација при мерењето на овој параметар, кај ТП изработени со конвенционална техника, изнесува 0,41 mm, кај ТП со инјекционата техника — 0,29 mm, а кај CAD/CAM изработените ТП — 0,001 mm. При споредбите на средната вредност меѓу групите се анализираат и се компарираат мерењата во иста точка помеѓу групите, а медијаната дава генерализирани резултати⁽³⁶⁾.

Интеркварталниот опсег кај CAD/CAM-техниката е најтесен во однос на другите две техники, вклучувајќи ги сите 12 параметри, и се движи од 0,001 до 0,009. Втор најтесен опсег има кај инјекционата техника, кај сите 12 параметри, што ја рангира како втора техника според можноста за константност на квалитетот на изработка на ТП. Конвенционалната техника има најширок интерквартален опсег и тој се движи од 0,276 до 0,838. Резултатите на оваа студија за интеркварталниот опсег се во согласност со претходно објавеното испитување на Goodacre и сор., за компарација на 4 техники на изработка (покрај CAD/CAM, инјекционата и конвенционалната, испитувана е и техниката на леење)⁽³⁶⁾.

Резултатите при компарацијата помеѓу инјекционата и конвенционалната техника се во согласност со испитувањата на волуменските промени при изработка на ТП со овие техники на неколку други студии^(8,78).

Во однос на рангирањето според медијана, односно според прецизноста и димензионалната стабилност во адаптацијата на базата на ТП, CAD/CAM ТП покажуваат најдобри резултати кај 11 од 12 испитувани параметри (во 5 испитувани регии по 2-3 дена, во истите регии по 30 дена и во регијата на највисоката површина на алвеоларниот гребен — по 30 дена во вода). Конвенционалната техника покажува најголема прецизност во регијата на највисоката површина на алвеоларниот гребен при првото мерење (по 2-3 дена во вода) — податок кој беше коментиран претходно во текстот. Инјекционата техника покажува подобри резултати во однос на конвенционалната во пределот на вестибуларната површина (6 mm од вестибуларен раб) при двете мерења: на медијалната линија на палатиналната плоча при двете мерења и на палатиналната плоча при двете мерења. Конвенционалната техника покажува поголема прецизност во однос на инјекционата во пределот на вестибуларниот раб при двете мерења.

Базирано на вредноста на медијаната, резултатите на оваа студија се во делумна согласност со резултатите на студијата на Goodacre и сор., каде CAD/CAM ТП се најпрецизно адаптирани во 3 од 5 испитувани региони, а во спротивност со резултатите на Srinivasan и сор., каде што конвенционалната техника покажува најдобра прецизност на протезните бази по период од 21 ден на инкубација во артифициелна салива^(36,59). Поради тоа што вредностите на медијаната се мали и се движат во опсег од -0,199 до 0,199, клиничкото значење е незначајно, односно сите три техники се клинички прифатливи.

При интерпретација на резултатите, важно е да се напомене дека мастер-моделот, според кој беа изработувани ТП, е со идеални алвеоларни гребени, без подминирани места и со плиток непчен свод. При постоење на стрм и длабок непчен свод или подминирани места, контракцијата при полимеризација кај конвенционалната- и инјекционата техника би била поизразена и би ја зголемила дисторзијата на протезната база^(48,79). При такви форми на алвеоларен гребен, CAD/CAM-технологијата за изработка на ТП би можело да се очекува да даде уште

подобри резултати во однос на прецизноста на протезната база, но тоа треба да биде потврдено со испитувања.

Значењето на ова истражување се состои во тоа што е едно од првите коишто ја испитуваат прецизноста и димензионалната стабилност на адаптацијата на протезната база, изработена со CAD/CAM-технологија. Понатаму, употребата на компјутерски софтвер и алгоритми за суперпонирање на скенирани податоци овозможи дигитални мерења на адаптацијата на протезната база на модел. Овој експериментален протокол овозможи попрецизен приказ на деформацијата на целокупната базална површина на ТП. Досегашните објавени студии за адаптацијата на протезни бази се потпираа на линеарни мерења помеѓу две точки, на мерење промени на вертикалната димензија со инцизален пин или преку мерење линеарно растојание на постериорната палатинална граница^(46, 67, 80, 81).

Понатамошни ин витро студии се потребни за компарација на новата CAD/CAM-технологија за изработка на ТП со останатите техники на изработка на ТП при постоење на различни палатинални форми, при различна дебелина на протезната база, влијание на поместување на забите и евентуални промени во вертикалната димензија.

7.2. Дискусија на резултатите од испитување на механичките карактеристики на протезната база на ТП

Изработката на ТП со CAD/CAM-технологија, која вклучува суптрактивен процес на режење на протезните бази од полимеризиран ПММА-блок, во претходно дизајнирана форма, е комплетно различна од изработката на ТП со традиционалните методи, каде неврзана ПММА акрилатна смола се обликува во форма под притисок и потоа полимеризира⁽⁵⁹⁾. Самиот начин на изработка, покрај недостатоците кои се јавуваат при процесот на полимеризација, е можен извор на грешки во лабораториската постапка. Нехомогеното мешање на ПММА-материјалот, неконтролираната висока температура при процесот на полимеризација, неадекватниот притисок при обликувањето (при пресувањето на киветата) доведуваат до појава на порозности, пукнатини и деформации кои ги компромитираат механичките карактеристики на ТП, изработени со

традиционалните методи ^(46,79, 82,83,84). Елиминирањето на можноста за грешки, заедно со тврдењата на производителите за подобрените карактеристики на ПММА акрилатните блокови, ги наметнува очекувањата за супериорност на механичките карактеристики на CAD/CAM ТП.

Генерално, фрактурите на ТП настануваат како резултат на замор на материјалот од свиткување (англ. flexural fatigue) или при дејство на ударна сила на протезата ⁽⁸⁵⁾. Фрактура на ТП, како резултат на замор од свиткување, настанува од микропукнатини кои се јавуваат во зоните на концентрација на стрес. Со тек на време, под дејство на интраоралните сили, посебно при повторуваното свиткување на протезите при актот на мастикација, доаѓа до пропагирање на тие микропукнатини и настанување на фрактура⁽⁶¹⁾. Пациентите со ТП годишно обавуваат околу 300 000 цвакални циклуси⁽⁸⁶⁾. Ако се земе предвид дека препорачаното време на носење ТП е 5 години, симулацијата на целокупното циклично оптеретување на една ТП во лабораторија, односно тестирање на замор на материјалот од свиткување, е најобемно испитување за кое е потребно многу време и затоа за испитување на механичките карактеристики се користат други тестови ^(87,88).

Досега, постојат само неколку публикувани студии кои независно испитуваат поедини механички карактеристики на CAD/CAM ТП и ги компарираат со другите техники на изработка^(56,59,61,63).

Резултатите од испитувањата во оваа дисертација, покажуваат сигнификантно повисока отпорност на свиткување, модул на еластичност и отпорност на фрактура на CAD/CAM акрилатниот материјал, што упатува на заклучок дека начинот на изработка на CAD/CAM-блоковите за протезна база, со високи температури и висок притисок при полимеризацијата, е одговорен за подобрување на механичките карактеристики. Во согласност со овој наод се и резултатите на други студии, дека техниката на полимеризација, под висок притисок и температура, го зголемува степенот на полимеризација и го редуцира резидуалниот мономер, што следствено води до подобрување на отпорноста на материјалот^(60,89,90). Според Murakami и сор., подобрување на некои од механичките карактеристики на конвенционалните ПММА акрилатни материјали настанува кога се полимеризираат под висок притисок кој доведува до зголемување на просечната

молекуларна тежина на матриксот на ПММА-полимерот, а со тоа и намалена концентрација на резидуалниот мономер и појава на внатрешна порозност⁽⁹¹⁾.

Отпорноста на свиткување (англ. flexural strength) се избира како прва механичка карактеристика за испитување бидејќи нејзината вредност е значајна за евалуација на отпорноста на материјалот да се спротивстави на стресот без да се фрактурира, а од друга страна таа карактеристика влијае и на интегритетот на алвеоларните гребени и потпорните ткива, како и на адаптацијата на протезната база на истите⁽⁹²⁾. Високата отпорност на свиткување е круцијална за успехот на ТП, поради тоа што ресорпцијата на алвеоларниот гребен е постепен и ирегуларен процес кој доведува до нееднаква потпора на ткивата⁽⁸⁷⁾.

Според интернационалниот стандард за полимери за протезна база ISO 20795-1:2013, отпорноста на свиткување не смее да биде помала од 65 МПа⁽⁴⁾.

Резултатите од дескриптивната статистика во оваа студија за отпорноста на свиткување на ПММА-материјалот за протезна база на сите испитувани групи покажуваат повисоки вредности, што значи дека испитуваните материјали се погодни за клиничка употреба. Средната вредност на отпорноста на свиткување е сигнификантно повисока на CAD/CAM ПММА акрилатниот материјал (121,53 МПа) во однос на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал (92,80 МПа) и конвенционалниот топлополимеризиран ПММА (78,68 МПа).

Резултатите од повеќекратната компарацијата на отпорноста на свиткување помеѓу групите покажуваат сигнификантни разлики помеѓу групите. Вредноста на отпорноста на свиткување на CAD/CAM ПММА-групата е сигнификантно поголема во однос на вредностите на отпорноста на свиткување на конвенционалната ПММА-група ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) и на инјекционата ПММА-група ($p < 0,005$ [$p = 0,03$]). Овие резултати за отпорноста на свиткување се во согласност со единствените две досега објавени студии за испитување на отпорноста на свиткување на CAD/CAM ПММА-материјалот за протезна база на Aguirre и AL-Dwairi^(56,61). Понатаму во оваа студија, вредностите на отпорноста на свиткување на примероците од групата на инјекционо обликуваната ПММА се повисоки во однос на конвенционалната ПММА-група, но разликата не е значајна ($p > 0,05$ [$p = 0,09$]), што е во согласност со студијата на Gharechahi и сор., која прави компарација на ПММА акрилатните материјали, изработени со овие

техники⁽⁹³⁾. Спротивно на овие резултати, во студијата на Aguirre, топлополимеризираниот ПММА-материјал има повисока отпорност на свиткување во однос на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал⁽⁶¹⁾. Тоа може да се објасни со различниот метод на полимеризација, бидејќи во студијата на Aguirre е користена долговременската топла полимеризација, за разлика од оваа и од студијата на Gharechahi⁽⁹³⁾.

Друг значаен параметар за евалуација на механичките карактеристики на материјалот е модулот на еластичност. Материјалот за протезна база со висок модул на еластичност, може да се спротивстави на перманентна деформација, предизвикана од мастикацијата^(94,95). Модулот на еластичност ја одразува крутоста на материјалот и способноста на протезната база за рамномерна распределба на силите на потпротезните ткива. Повисок модул на еластичност, односно помала свитливост (флексибилност), е предност на материјалот во клинички услови⁽⁹⁶⁾.

Според интернационалниот стандард за полимери за протезна база — ISO 20795-1:2013, модулот на еластичност не смее да биде помал од 2 GPa⁽⁴⁾.

Резултатите од дескриптивната статистика на испитуваните примероци од трите групи во оваа студија, покажуваат поголеми вредности од бараните, според стандардот, што значи дека се погодни за клиничка употреба. Средната вредност на модулот на еластичност на CAD/CAM ПММА акрилатниот материјал е сигнификантно повисока (3122,94 MPa) во однос на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал (2523,40 MPa) и на конвенционалниот топлополимеризиран ПММА-материјал (2435,58 MPa).

Резултатите од повеќекратната компарацијата на модулот на еластичност помеѓу трите групи покажуваат сигнификантни разлики. Вредноста на модулот на еластичност на CAD/CAM ПММА-групата е сигнификантно поголема во однос на вредноста на модулот на еластичност на конвенционалната ПММА-група ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) и инјекционата ПММА-група ($p < 0,01$ [$p = 0,002$]). Модулот на еластичност на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал е повисок во однос на конвенционалниот топлополимеризиран ПММА, но разликата не е значајна ($p > 0,05$ [$p = 1,00$]). Резултатите за вредностите на модулот на еластичност и разликите меѓу трите испитувани групи се во согласност со студијата на AL-

Dwairi⁽⁵⁶⁾. Во студијата на Aguirre, најниска вредност на модулот на еластичност има кај примероците изработени со инјекциона техника. Забележано е и дека примероците од таа група трпат поголема деформација пред да се фрактурираат⁽⁶¹⁾. Во клинички услови, понизок модул на еластичност би значел поголема можност за деформирање на ТП, отколку за фрактура под дејство на силите.

Тестирањето на отпорноста на свиткување на полимерите е многу осетлива постапка и зависи од повеќе фактори при изведување на тестот, па поради тоа директната компарација на резултатите меѓу студиите треба да се зема со резерва⁽⁹⁷⁾. Иако според интернационалниот стандард тестирањето треба да се изведува на суво, во многу од студиите основата за изведување на тестот се поставува во водена бања, па затоа и резултатите се неуниформни⁽⁴⁾. При тестирање во водена бања, вредностите на отпорноста на свиткување се пониски во однос на резултатите при тестирање на суво (53,98,99,100,101).

Резултатите од Пирсоновиот тест на корелација покажуваат позитивна корелација меѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај сите три испитувани групи, односно при зголемување на модулот на еластичност за 1 МПа, отпорноста на свиткување се зголемува за 0,02 МПа. При тоа, кај конвенционалниот ПММА акрилатен материјал е утврдена умерено јака позитивна незначајна корелација. Кај групите изработени со инјекциона и CAD/CAM-техника, во испитуваниот однос е утврдена многу јака позитивна значајна корелација. Високата корелација меѓу двата тестирани параметри е битна за процена на механичките перформанси на протезните бази во клинички услови и за контрола на квалитетот на материјалите⁽⁵³⁾.

Отпорност на кршење е способност на примерокот со предетерминирана пукнатина да одолее на кршење при апликација на сила⁽¹⁰²⁾. Линијата на фрактура на протезите започнува и се развива од местото на внатрешни- и надворешни микропукнатини на протезната база⁽⁷⁾. Способноста на ТП да остане цела и нештетена, дури и со постоење на пукнатини, е посакувана карактеристика на материјалот.

Максималната сила на оптоварување ја квантифицира отпорноста на материјалот на фрактура⁽⁶³⁾. Според повеќе автори, кај носителите на ТП, силата

на цвакопритисокот во регијата на премоларите и моларите се движи околу 45 N и не ја преминува вредноста од 59 N ^(103, 104).

Сите три испитувани групи, во оваа студија, покажуваат повисока максимална сила на оптоварување од силата на цвакопритисокот кај носителите на ТП. При тоа, максималната сила на оптоварување на CAD/CAM ПММА-примероците ($115,70 \pm 15,69$) е значајно поголема во однос на ПММА-примероците изработени со инјекциона техника ($103,95 \pm 12,35$) и со конвенционална техника ($88,02 \pm 13,15$). Максималната сила на оптоварување на ПММА-примероците изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните е сигнификантно поголема. Овие резултати не се во согласност со студијата за анализа на отпорноста на кршење на CAD/CAM-материјалите за протезна база на Steinmassl O. и сор.⁽⁶³⁾. Во нивната студија, каде што вршат компарација на 5 различни CAD/CAM-материјали за протезна база со топлополимеризиран и автополимеризиран ПММА-акрилат, резултатите за максималната сила на оптоварување на некои од CAD/CAM ПММА-материјалите се пониски дури и од вредностите на автополимеризираниот ПММА-акрилат.

Истата противречност се јавува и при споредба на отпорноста на кршење во двете студии. Во оваа студија, отпорноста на кршење на CAD/CAM ПММА-примероците ($1,56 \text{ MPa m}^{1/2}$) е значајно поголема во однос на ПММА-примероците изработени со инјекциона техника ($1,40 \text{ MPa m}^{1/2}$) и со конвенционална техника ($1,19 \text{ MPa m}^{1/2}$). Отпорноста на кршење на ПММА-примероците изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните е сигнификантно поголема. Пониската отпорност на кршење кај конвенционалните ПММА-акрилати, значи дека се поосетливи на оптеретување во присуство на површински пукнатини и полесно доаѓа до фрактура на ТП. Иако од ТП се очекува да немаат површински пукнатини, сепак при мануелната работа се случуваат неправилности кои ја нарушуваат структурата на материјалот и доведуваат до појава на порозности, нечистотии и нехомогеност⁽¹⁰⁵⁾. Во студијата на Steinmassl O., само две од петте групи на CAD/CAM ПММА-материјали покажуваат сигнификантно поголема отпорноста на кршење во однос на конвенционалните групи, а разликата во отпорноста на кршење помеѓу групата со најдобри и најлоши перформанси е повеќе од 100 %⁽⁶³⁾. Претпоставка од нивната студија е дека разликите во

механичките карактеристики повеќе зависат од составот на материјалот, отколку од индустриското производство на CAD/CAM ПММА-блоковите за протезна база.

Вредно е да се спомене дека постојат автори кои го проблематизираат Тестот за отпорност на фрактура поради комплицираната изработка на примероците на кои, според ISO-стандардот, на дното на засекот (англ. notch) треба да се направи микропукнатина со длабочина од 100 до 400 μm и да се провери длабочината со оптички микроскоп^(9,63). Понатаму, правењето на засекот е критикувано како извор на напрегања во ПММА-примероците и е тешко изводливо секогаш да биде изработен еднакво⁽⁹⁾. Таа микропукнатина, во оваа студија, беше направена рачно, што е можен извор на грешка.

Во очекување на клинички студии, ин витро студиите за биомеханичките испитувања на нови материјали и техники се потребни за првична потврда на тврдењата на производителите на стоматолошки материјали и технологии.

Поради сложената интеракција на биолошките со механичките фактори во усната шуплина, резултатите и корелациите, од повеќе поединечни механички карактеристики испитувани во оваа студија, ќе овозможат полесно да се предвиди однесувањето на материјалот во клинички услови.

8. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на добиените резултати, двете нулта хипотези, поставени во оваа студија, се отфрлени. Постои сигнификантна разлика во димензионалната стабилност и прецизност на протезната база на CAD/CAM изработените ТП, на ТП изработени со конвенционална техника и ТП изработени со инјекциона техника. Исто така, постои сигнификантна разлика во механичките карактеристики на ПММА полимерните материјали за протезна база меѓу трите испитувани техники.

Истражувањата во оваа докторска дисертација во целост ги исполнија зацртаните цели и од тоа произлегоа следните заклучоци:

1. Протезните бази на тотални протези, изработени со CAD/CAM-технологија, имаат најдобра димензионалната стабилност и прецизност во однос на протезните бази на ТП изработени со конвенционална- и инјекциона техника;
2. Не постои разлика во димензионалната стабилност и прецизност на базите на CAD/CAM ТП по периодот на хидрирање. Кај базите на ТП изработени со конвенционална техника постојат промени кои не се значајни, а кај инјекционата техника постојат значајни позитивни промени во адаптацијата на протезните бази во пределот на палатиналната плоча;
3. CAD/CAM-технологијата за изработка на ТП покажува највисока репродуктивност, односно константност на техниката во прецизност при изработка на ТП. Конвенционалната техника покажува најголема варијабилност во постојаноста на прецизно изработените ТП;
4. Отпорноста на свиткување на CAD/CAM ТП е сигнификантно поголема во однос на ТП изработени со конвенционална- и со инјекциона техника. ТП изработени со инјекциона техника имаат повисока отпорноста на свиткување во однос на ТП изработени со конвенционална техника, но разликата не е сигнификантна;
5. Модулот на еластичност на CAD/CAM ТП е сигнификантно поголем во однос на ТП изработени со конвенционална- и со инјекциона техника. ТП изработени со инјекциона техника имаат незначајно повисок модул на еластичност во однос на ТП изработени со конвенционална техника;

6. Максималната сила на оптоварување на CAD/CAM ТП е значајно поголема во однос на ТП изработени со инјекциона- и конвенционална техника. Максималната сила на оптоварување на ТП изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните е сигнификантно поголема;

7. Отпорноста на кршење на CAD/CAM ТП е значајно поголема во однос на ТП изработени со другите две техники. Отпорноста на кршење на ТП изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните ТП е сигнификантно поголема и

8. ТП изработени со сите три техники имаат повисоки вредности за механичките карактеристики од бараните за клиничка употреба.

Предвидените цели и заклучоците кои произлегоа од нив даваат придонес во контекст на потенцијалните клинички перформанси на CAD/CAM ТП.

Високата прецизност на протезната база на CAD/CAM ТП кон лежиштето на ТП би значела подобра ретенција, подобра мастикаторна способност, а со тоа и подобар квалитет на животот кај носителите на ТП. Не помалку значаен придонес на високата конгруенција на протезната база на CAD/CAM ТП со лежиштето би бил во редуцирање на трауматските лезии под ТП и зачувување на потпротезните орални структури во здрава состојба.

Подобрените механички карактеристики на CAD/CAM ТП би значеле намалување на високата инциденца на фрактури на ТП, посебно кај пациентите со јака мастикаторна мускулатура или во случаи каде што има повторувани фрактури на ТП. Понатаму, повисоките вредности на некои од механичките карактеристики на CAD/CAM ТП ја превенираат деформацијата на протезната база под дејство од мастикаторните сили, што би имало позитивно влијание на интегритетот на алвеоларните гребени.

Предностите на CAD/CAM ТП во однос на конвенционалните ТП и ТП изработени со инјекциона техника, кои произлегоа од истражувањето во оваа докторска дисертација, ја наметнуваат препораката за CAD/CAM ТП како идеално протетичко решение за пациентите со тотална беззабност кај кои импланто-протетичката рехабилитација не е возможна.

ЛИТЕРАТУРА

- (1) Polzer I, Schimmel M, Müller F, et al. *Edentulism as part of the general health problems of elderly adults*. Int Dental J, 2010, 60: 143-55;
- (2) Saponaro PC, Yilmaz B, Johnston W, Heshmati RH, McGlumphy EA. *Evaluation of patient experience and satisfaction with CAD/CAM-fabricated complete dentures: A retrospective survey study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(4): 524-8;
- (3) Peyton FA. *History of resins in dentistry*. Dent Clin North Am, 1975, 19(2): 211-22;
- (4) ISO 20795-1: 2013 *Dentistry — Base polymers: Part 1: Denture base polymers*, International Organization for Standardization;
- (5) Jerolimov V i suradnici. *Osnove stomatoloskih materijala*. Stomatoloski fakultet Zagreb, 2005, ISBN 953-96287-6-8; p.89;
- (6) Kawara M, Komiyama O, Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, & Nemoto K. *Distortion Behavior of Heat-activated Acrylic Denture-base Resin in Conventional and Long, Low-temperature Processing Methods*. Journal of Dental Research, 1998, 77(6): 1446–1453;
- (7) Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 12th ed. Louis: Elsevier, 2013.
- (8) Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. *Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin*. J Prosthet Dent, 1988, 60: 394-8;
- (9) Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. *The reinforcement of dentures*. J Oral Rehabil, 1999, 26: 185—194;
- (10) Hedzelek W, Gajdus, P. *Comparison of mechanical strength of palatal denture bases made from various plastic materials*. Int J Prosthodont, 2006, 19: 193—194;
- (11) Infante L, Yilmaz B, McGlumphy, Finger I. *Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology*. J Prosthet Dent, 2014, 111: 351-5;
- (12) Guguvchevski Lj, Dejanoski K, Veleski D. *Klinika na Totalno proteziranje*. Ein-Sof, 2003, *Predgovor*;

- (13) Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. *Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives*. J Prosthet Dent, 2013, 109: 361-6;
- (14) Dankwort CW, Weidlich R, Guenther B, Blaurock JE. *Engineers' CAX education-it's not only CAD*. Computer-Aided Design, 2004, 36: 1439-50;
- (15) Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. *CAD/CAM complete dentures: A review of two commercial fabrication systems*. J Calif Dent Assoc, 2013, 41: 407-16;
- (16) Bilgin MS, Erdem A, Aglarci OS, Dilber E. *Fabricating complete dentures with CAD/CAM and RP technologies*. J Prosthodont, 2015, 24: 576-9;
- (17) Kattadiyil MT, AlHelal A. *An update on computer-engineered complete dentures: a systematic review on clinical outcomes*. J Prosthet Dent, 2016, 117(4):478-85;
- (18) Baba NZ, AlRumaih HS, Goodacre BJ, Goodacre CJ. *Current techniques in CAD/CAM denture fabrication*. Gen Dent, 2016, 64: 23–28;
- (19) Solaberrieta E, Garmendia A, Brizuela A, Otegi J.R, Pradies G, Szentpétery A. *Intraoral digital impressions for virtual occlusal records: Section quantity and dimensions*. BioMed Res. Int. 2016, 2016: 1–8;
- (20) Fang, Jing-Huan et al. *Digital intraoral impression technique for edentulous jaws*. Journal of Prosth Dent, 2018, 119(5): 733–735;
- (21) Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. *Complete denture fabrication supported by CAD/CAM*. J Prosthet Dent, 2016, 115(5): 541-6;
- (22) Akin H, Tugut F, Polat ZA. *In vitro comparison of the cytotoxicity and water sorption of two different denture base systems*. Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists, 2015, 24: 152–155;
- (23) Chaves CA, Machado AL, Vergani CE, de Souza RF, Giampaolo ET. *Cytotoxicity of denture base and hard chairside reline materials: A systematic review*. J Prosthet Dent, 2012, 107: 114-12;
- (24) Sears, V.H. *Developments in the denture field during the past half century*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1958, 8(1): 61–67.
- (25) Tandon R, Gupta S, Agarwal SK. *Denture base materials: From past to future*. Indian Journal of Dental Sciences, 2010, 2(2): 33–39.

- (26) Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. *A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures*. Int J Prosthodont, 1994, 7: 17–21;
- (27) Masri R, Driscoll CF. *Clinical applications of digital dental technology*. Wiley Blackwell, 2015;
- (28) Grant A A. *Problems with polymers in Dentistry*. Br Polymer J, 1978, 10: 241–244;
- (29) Ling BC. *A three-visit, complete denture technique utilizing visible light-cured resin for tray and base plate construction*. Quintessence International, 2004, 35(4): 294–298;
- (30) Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. *A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabricatio*. Eur J Dent, 2016, 10: 286-91;
- (31) Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. *Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM*. J Oral Rehabil, 1997, 24: 540-8;
- (32) Sun Y, Lu P, Wang Y. *Study on CAD&RP for removable complete denture*. Comput Methods Programs Biomed, 2009, 93: 266-72;
- (33) Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. *Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures*. Dent Mater J, 2011, 30: 93-6;
- (34) Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. *Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping*. Dent Mater J, 2012, 31: 40-6;
- (35) Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. *CAD/CAM fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data*. J Prosthet Dent, 2012 Jan, 107(1): 34–46;
- (36) Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil, MT. *Comparison of complete denture base adaptation between CAD/CAM and conventional fabrication techniques*. J Prosthet Dent, 2016, 116: 249–256;
- (37) Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. *Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(3): 431–435;

- (38) Saponaro PC, Yilmaz B, Johnston W, Heshmati RH, McGlumphy EA. *Evaluation of patient experience and satisfaction with CAD-CAM-fabricated complete denture: A retrospective survey study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(4): 524–528;
- (39) Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. *Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting*. J Prosthet Dent, 2015, 114: 818-25;
- (40) Schwindling FS, Stober T. *A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(5): 756–763;
- (41) Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo C. *Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: clinical and patient-centered outcomes*. J Prosthet Dent, 2016, 115: 578-86;
- (42) Artopoulos A, Juszczak AS, Rodriguez JM, Clark RK, Radford DR. *Three dimensional processing deformation of three denture base materials*. J Prosthet Dent, 2013, 110: 481-7;
- (43) Lechner SK, Lautenschlager EP. *Processing changes in maxillary complete dentures*. J Prosthet Dent, 1984, 52: 20-4;
- (44) Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. *Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resin: A comparative study*. J Prosthet Dent, 1987, 57: 639-47;
- (45) Zissis A, Huggett R, Harrison A. *Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials*. J Dent, 1991, 19: 199–206;
- (46) Sykora O, Sutow EJ. *Posterior palatal seal adaptation: Influence of processing technique, palate shape and immersion*. J Oral Rehabil, 1993, 20: 19–31;
- (47) Srinivasan M., Cantin Y, Mehl A, Gjengedal H, Müller F, Schimme M. *CAD/CAM milled removable complete dentures: An in vitro evaluation of trueness*. Clin Oral Invest, 2016, 21(6): 2007 – 2019;
- (48) Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, et al. *CAD/CAM produces dentures with improved fit*. Clin Oral Investig, 2018, 22: 2829-2835;

- (49) Stawarczyk B, Lümekmann N, Eichberger M, Wimmer T. *Accuracy of digitally fabricated wax denture bases and conventional completed complete dentures*. Dent J (Basel), 2017 Dec 19, 5(4): 36;
- (50) Darvell BW, Clark RK. *The physical mechanisms of complete denture retention*. Br Dent J, 2000, 189(5): 248–252;
- (51) Darbar UR, Huggett R, Harrison A. *Denture fracture a survey*. Br Dent J, 1994, 176:342–345;
- (52) El-Sheikh AM, Al-Zahrani SB. *Causes of denture fracture : A survey*. Saudi Dent J, 2006, 18: 149–154;
- (53) Lee H-H, Lee C-J, Asaoka K. *Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins*. Dent Mater J, 2012, 31(1): 157–164;
- (54) Hargreaves AS. *The prevalence of fractured dentures. A survey*. Br Dent J, 1969, 126: 451–455;
- (55) Sasaki H, Hamanaka I, Takahashi Y, et al. *Effect of long-term water immersion or thermal shock on mechanical properties of high-impact acrylic denture base resins*. Dent Mater J, 2016, 35: 204–209;
- (56) Al-Dwairi Z, Tahboub K, Baba N, Goodacre C. *A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/ CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA)*. Journal of Prosthodontics, 2018, 1–9;
- (57) Faot F, Costa MA, Cury AA, et al. *Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins*. J Prosthet Dent, 2006, 96: 367–373.
- (58) AvaDent Digital Dentures; Global Dental Science LLC. <<http://www.avadent.com>>;
- (59) Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, Müller F. *CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness*. Dental materials journal, 2018, 2017-7;
- (60) Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, Dumfahrt H. *Do cad/cam dentures really release less monomer than conventional dentures?* Clin. Oral Investig, 2017, 21, 1697–1705;
- (61) Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. *Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-*

CAM methods. J Prosthet Dent, 2019 Jul 26, pii: S0022-3913(19)30224-0. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.03.010;

(62) Zappini G, Kammann A, Wachter W. *Comparison of fracture tests of denture base materials*. J Prosthet Dent, 2003, 90: 578–585;

(63) Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl P-A. *In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins*. Materials, 2018, 11(3):401;

(64) Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE. *Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients*. 11th ed. St Louis: Mosby, 1997, p. 337-42;

(65) Takamata T, Setcos JC. *Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization*. Int J Prosthodont, 1989, 2: 555-62;

(66) Salim S, Sadamori S, Hamada T. *The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods*. J Prosthet Dent, 1992 Jun, 67(6): 879-81;

(67) Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. *Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures*. J Prosthet Dent, 1999, 82: 291–300;

(68) Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH. *Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods*. Dent Mater J, 2010,29:411-7.

(69) Takamata T, Setcos JC. *Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization*. Int J Prosthodont, 1989, 2: 555–562;

(70) Barco MT, Jr, Moore BK, Swartz ML, Boone ME, Dykema RW, Phillips RW. *The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures — An in vitro and in vivo study*. J Prosthet Dent, 1979, 42: 17–22;

(71) Keenan PL, Radford DR, Clark RK. *Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing*. J Prosthet Dent, 2003, 89(1): 37–44;

(72) Duymus ZY, Yanikoglu ND. *The investigation of solubility values, water sorption and bond strength of auto-polymerising and heat polymerising acrylic resin materials*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2006, 14: 116–20;

- (73) Miessi AC, Goiato MC, Santos DM, Dekon SF, Okida RC. *Influence of storage period and effect of different brands of acrylic resin on the dimensional accuracy of the maxillary denture base*. Braz Dent J, 2008, 19: 204–8;
- (74) Baltic Denture System, ^{BD}Load. <<http://www.baltic-denture-system.de>;
- (75) Pink CAD-CAM Disc. <<https://www.polident.si>;
- (76) IvoBase CAD. <<https://www.ivoclarvivadent.com>;
- (77) VITA Vionic Base. <<https://www.vita-zahnfabrik.com>;
- (78) Frejlich S, Dirckx JJ, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. *Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete denture bases*. Int J Prosthodont, 1989 May-Jun, 2(3): 272-9;
- (79) Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. *Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures*. J Prosthet Dent, 1999, 81: 300–304;
- (80) Strohaver RA. *Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures*. J Prosthet Dent, 1988, 60:394-8;
- (81) Hugget R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. *Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture basis*. J Prosthet Dent, 1992, 68: 634-40;
- (82) Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. *Dimensional changes occurring in dentures during processing*. J Am Dent Assoc, 1960, 61: 413–430;
- (83) Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. *Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature*. J Prosthet Dent, 1981, 45: 598–601;
- (84) Sanders JL, Levin B, Reitz PV. *Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath*. Quintessence Int, 1991, 22: 181–186;
- (85) Nejatian T, Johnson A, Noort R.V. *Reinforcement of Denture Base Resin*. Advances in Science and Technology, 2009, 49: 124–129;
- (86) Krstić M, Petrović A, Sinobad D.S, Stošić Z. *Stomatološka protetika – Totalna proteza*. Velarta, 2006, 13–71;
- (87) Diaz-Arnold A, Vargas M, Shaull K, Lafoon J, Qian F. *Flexural and fatigue strengths of denture base resin*. Journal of prosthetic dentistry, 2008, 100: 47–51;

- (88) Gurbuz O, Unalan F, Dikbas I. *Comparative study of the fatigue strength of five acrylic denture resins*. Journal of mechanical behavior of biomedical materials, 2010, 3(8): 636–639;
- (89) Kawaguchi T, Lassila LV, Sasaki H, Takahashi Y, Vallittu PK. *Effect of heat treatment of polymethyl methacrylate powder on mechanical properties of denture base resin*. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 39: 73-8;
- (90) Gad MM, Fouda SM, ArRejaie AS, Al-Thobity AM. *Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases*. J Prosthodont, 2019 Apr, 28(4): 458–465;
- (91) Murakami N, Wakabayashi N, Matsushima R, et al. *Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin*. J Mech Behav Biomed Mater, 2013, 20: 98–104;
- (92) Raut A, Rao PL, Vikas B, Ravindranath T, Paradkar A, Malakondaiah G. *An in vitro study to compare the transverse strength of thermopressed and conventional compression-molded polymethylmethacrylate polymers*. Indian J Dent Res, 2013, 24: 356–362;
- (93) Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi M. *Flexural strength of acrylic resin denture bases processed by two different methods*. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects, 2014, 8: 148-52;
- (94) Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. *Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins*. Acta Odontol Scand, 2011, 69: 75–79.
- (95) McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, 8th ed. Blackwell Science, Oxford, p.97;
- (96) Ucar Y, Akova T, Aysan I. *Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials*. J Prosthodont, 2012, 21: 173–176;
- (97) Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. *Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers*. Dent Mater, 1989, 5: 2–5;
- (98) Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI. *Some flexural properties of a nylon denture base polymer*. J Oral Rehabil, 2005, 32: 65–71;
- (99) Uzun G, Hersek N. *Comparison of the fracture resistance of six denture base acrylic resins*. J Biomater Appl, 2002, 17: 19–29;

(100) Meng TR, Jr., Latta MA. *Physical properties of four acrylic denture base resins*. J Contemp Dent Pract, 2005, 6: 93–100;

(101) Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. *Flexural strength of rebased denture polymers*. J Oral Rehabil, 2000, 27: 690–696;

(102) Stamenković D, Đuričić K.O, Beloica D, Leković V, Ivanović V, Pavlović G, Popović G. *Stomatološki materijali*. Zavod za udžbenike i nastavna sredstva, 2003, 237–255;

(103) Fayad MI, Alruwaili HHT, Khan MS, Baig MN. *Bite force evaluation in complete denture wearer with different denture base materials: A randomized controlled clinical trial*. J Int Soc Prev Community Dent, 2018, 8(5): 416–419;

(104) Fontijn-Tekamp, F. A.; Slagter, A. P.; Van Der Bilt, A.; Van Hof, T. M. A.; Witter, D. J.; Kalk, W.; Jansen, J. A. *Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions*. J.Dent. Res, 2000, 79, 1519–1524;

(105) Odian G. *Principles of Polymerization*, 3rd ed., J. Wiley, New York: 1991; 24–39.