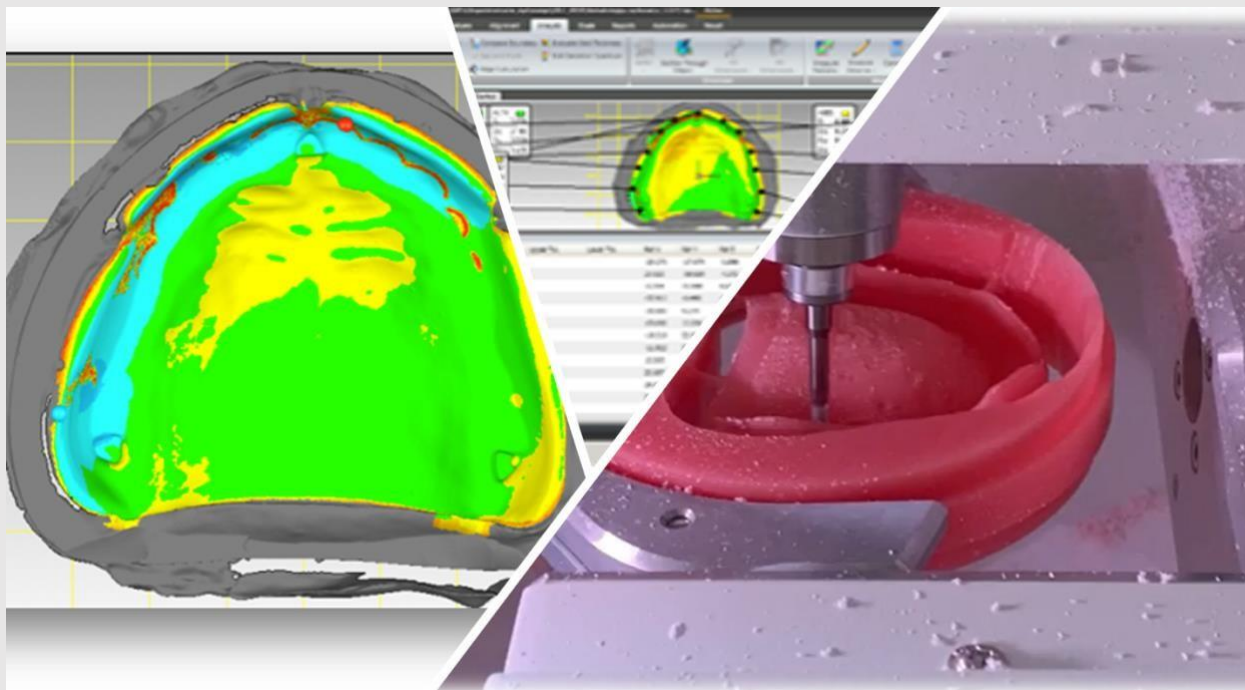




НАДИЦА ЈАНЕВА

**CAD/CAM ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ: ЕВАЛУАЦИЈА НА
ДИМЕНЗИОНАЛНАТА ПРЕЦИЗНОСТ НА
ПРОТЕЗНАТА БАЗА (ПРВ ДЕЛ)**

Скопје, 2022

Науч. Сор. Д-р НАДИЦА ЈАНЕВА, научен соработник на Стоматолошки факултет,
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ Скопје, доктор на стоматолошки науки,
специјалист по стоматолошка протетика.

Издавач

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ
УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“

Уредник

НАДИЦА ЈАНЕВА

Рецензенти

ПРОФ. Д-Р ГОРДАНА КОВАЧЕВСКА

ПРОФ. Д-Р ЈАДРАНКА БУНДЕВСКА

Лектор

САЊА ЈОСИФОВСКА

CAD/CAM тотални протези: Евалуација на димензионалната прецизност на
протезната база (прв дел) / Автор Надица Јанева, Скопје 2022, 88 страни

Науч. Сор. Д-р НАДИЦА ЈАНЕВА, научен соработник на Стоматолошки факултет,
Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ Скопје, доктор на стоматолошки науки,
специјалист по стоматолошка протетика.

CIP – Каталогизација во публикација

Национална и универзитетска библиотека “Св. Климент Охридски“, Скопје
616.314-77

ISBN 978-608-4620-30-3

ОД РЕЦЕНЗИЈАТА

Монографијата "CAD/CAM тотални протези: Евалуација на димензионалната прецизност на протезната база (прв дел)" е дел од научно истражување на авторот за тотални протези изработени со компјутерски помогнато дизајнирање и компјутерски помогната изработка.

Влезот на дигиталната технологија во секој сегмент од стоматологијата резултираше со промени во работните протоколи и големи придобивки во клиничката рехабилитација на пациентите. Изработката на тотални протези не е исклучок, иако поради комплексноста на постапките при изработката на тотални протези, дигиталната технологија во тоталното протезирање влезе последно од сите други протетички изработки. Поради релативно краткиот период од воведувањето на CAD/CAM технологијата во оваа област, во денталната литература недостигаат податоци кои би ги потврдиле големите очекувања од оваа технологија.

Монографијата дава осврт на еден од најважните аспекти за успешност на рехабилитацијата со тотални протези. Димензионалната прецизност на протезната база е од есенцијално значење за ретенцијата и стабилноста на тоталните протези, предуслов за подобра мастикаторна ефикасност и зачувување на потпротезните структури во здрава состојба, а со тоа и подобар квалитет на живот кај носителите на тотални протези.

Научниот придонес на монографијата е во вредните информации кои произлегуваат од евалуацијата на физичките карактеристики на CAD/CAM изработени тотални протези. Оваа студија е меѓу првите која го испитува целокупното, 3-Д деформирање на протезните бази на тоталните протези. Резултатите од истражувањето ја потврдуваат супериорноста на CAD/CAM тоталните протези, во смисла на висока димензионална прецизност кон

лежиштето и можност за репродукција. Воедно, монографијата дава и валидни податоци за конвенционалните тотални протези.

Со оглед на тоа што се чувствува недостиг на ваков вид литература, монографијата ќе биде значаен извор во проширување на знаењето на студентите по дентална медицина, студентите на магистерски и докторски студии и докторите на дентална медицина кои имаат интерес за дигиталната стоматологија.

Проф. Д-р. Гордана Ковачевска

Проф. Д-р. Јадранка Бундевска

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД	4
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА	8
2.1. Литературен преглед на развојот на компјутерски помогнатата технологија за изработка на ТП	9
2.2. Литературен преглед на физичките карактеристики на CAD/CAM ТП – димензионална прецизност на протезната база	10
3. ИН ВИТРО СТУДИЈА ЗА ЕВАЛУАЦИЈА НА ДИМЕНЗИОНАЛНА ПРЕЦИЗНОСТ НА ПРОТЕЗНИ БАЗИ НА ТП	13
3.1 Материјал и метод	14
3.1.1. Референтен мастер - модел	14
3.1.2. Мастер референтна CAD/CAM ТП	16
3.1.3. Испитувани групи	18
3.1.4. Протокол на припрема и скенирање на примероците за испитување	20
3.1.5. Метод на испитување на девијација на протезна база	23
3.2. Метод на статистичка анализа	27
3.3. Резултати од истражувањето	28
3.3.1. Конвенционални ТП	28
3.3.1.1. Параметар – Вестибуларен раб	28
3.3.1.2. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб	29
3.3.1.3. Параметар – Највисока површина на алвеоларен гребен	32
3.3.1.4. Параметар – Медијална линија на палатиналната плоча	34
3.3.1.5. Параметар – Фарингеална граница	36
3.3.1.6. Параметар – Палатинална плоча	37
3.3.2. ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника	39
3.3.2.1. Параметар – Вестибуларен раб	39
3.3.2.2. Параметар – 6 mm од вестибуларен раб	41

3.3.2.3.	Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен	43
3.3.2.4.	Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча	45
3.3.2.5.	Параметар — Фарингеална граница	47
3.3.2.6.	Параметар — Палатинална плоча	49

3.3.3. ТП изработени со CAD/CAM-технологија	51
3.3.3.1. Параметар — Вестибуларен раб	51
3.3.3.2. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб	53
3.3.3.3. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен	55
3.3.3.4. Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча	57
3.3.3.5. Параметар — Фарингеална граница	59
3.3.3.6. Параметар — Палатинална плоча	61
3.3.4. Разлика помеѓу групи	63
3.3.4.1. Параметар — Вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода	63
3.3.4.2. Параметар — Вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода.....	63
3.3.4.3. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена во вода	64
3.3.4.4. Параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена во вода ..	64
3.3.4.5. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен по 2 дена во вода	66
3.3.4.6. Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен по 30 дена во вода	67
3.3.4.7. Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча по 2 дена во вода	67
3.3.4.8. Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча по 30 дена во вода.....	69
3.3.4.9. Параметар — Фарингеална граница по 2 дена во вода	70
3.3.4.10. Параметар — Фарингеална граница по 30 дена во вода	70
3.3.4.11. Параметар — Палатинална плоча по 2 дена во вода	71
3.3.4.12. Параметар — Палатинална плоча по 30 дена во вода.....	71
3.3.5. Прецизност и репродуктивност кај тестираните техники на изработка	72
3.4. Дискусија	74
4. ЗАКЛУЧОК	81
ЛИТЕРАТУРА	82

1. ВОВЕД

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, останува прв избор за огромното мнозинство беззабни пациенти⁽²⁾.

Методите за изработка на ТП беа релативно непроменети уште од откривањето на полиметилметакрилатот (ПММА) во 1936 г., како материјал за изработка на протезните бази⁽³⁾. ПММА спаѓа во групата вештачки смоли — полимер од големи молекули, составени од врзани серии на едноставни мономери, 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 недостаток 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 вбригување на ПММА под притисок, во строго контролирана 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 IVOCARтехника⁽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⁾.

Тоталната протеза (ТП) претставува најгломазниот, но и најкомплицираниот вид протетичка изработка⁽¹²⁾. Токму комплексноста на постапките при изработката на тотални протези е причина поради која долго се чекаше за влез на дигиталната технологија во овој вид протетички изработки. Протоколот на изработка на тотални протези 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:

х Адитивно изработување (англ. additive manufacturing) како тридимензионалното (3-D) принтање, познато и како рапидно прототипирање (англ. rapid prototyping [RP]) или х 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⁾.

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 технологија во тоталното протезирање, донесе нов концепт на третман и изработка на ТП.

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 CAD/CAM 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 максимална 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 ин витро студија се физичките карактеристики (димензионалната стабилност и прецизност на протезната база) 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

Пронаоѓањето материјали и техники за замена на забите при нивен губиток, 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. Веќе 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 развојот 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 3Д ласерско скенирање на беззабни гипсени модели и восочни шаблони со регистриран меѓувилчен 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 просирен 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)⁽⁴⁵⁾.

Следната година, Infante и сор. ја презентираат техниката на изработка на ТП со AvaDent системот, заедно со клиничкиот протокол на земање отпечаток, регистрирање на меѓувилчниот сооднос и одредување на позицијата на

антериорните заби во една клиничка фаза. Тоа е протезен систем кој овозможува изработка на ТП во две клинички фази⁽¹¹⁾.

2.2. 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⁾.

3. ИН ВИТРО СТУДИЈА ЗА ЕВАЛУАЦИЈА НА ДИМЕНЗИОНАЛНА ПРЕЦИЗНОСТ НА ПРОТЕЗНИ БАЗИ НА ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ

Димензионалната стабилност и прецизност на базата на ТП за ретенцијата, стабилноста и зачувувањето на потпротезните структури во здрава состојба е фактор од есенцијално значење за клиничките перформанси на ТП. Токму поради тоа, мотив за истражувањето беше да се даде допринос во одговорот на прашањето дали CAD/CAM ТП конечно ги надминуваат недостатоците поврзани со традиционалните методи на изработка на ТП.

За реализирање на овој интерес, поставена е следната цел:

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.

Во согласност со целите на истражувањето, поставена е нулта хипотезата:

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.

3.1. 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 карактеристики на ПММА акрилатните материјали беа направени на Машинскиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје.

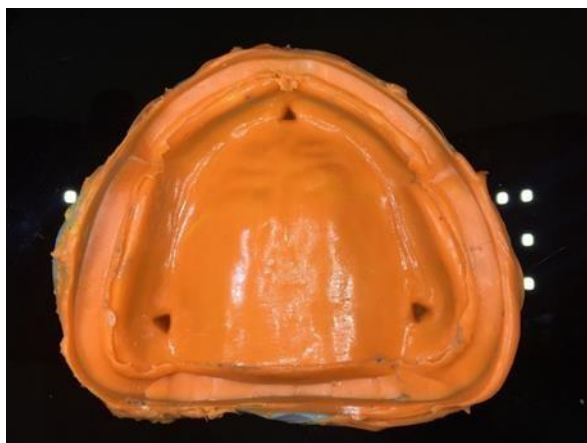
3.1.1. Референтен мастер-модел

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 STLфајл од скенираните ТП и мерењата на отстојувањето секогаш да бидат помеѓу исти точки.

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 1: Мастер-модел за изработка на ТП



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

3.1.2. 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). STLфајлот, 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

3.1.3. 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

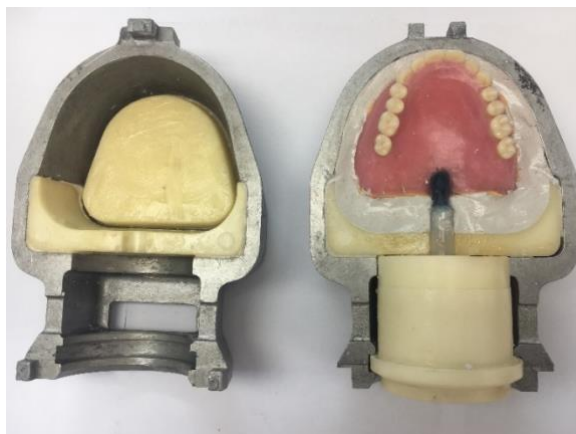
Resin, Ivoclar). Подготовката на материјалот и техниката на изработка беше во согласност со инструкциите на производителот, наведени во табелата бр. 1.



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 беа 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.

3.1.4. Протокол на припрема и скенирање на примероците за испитување

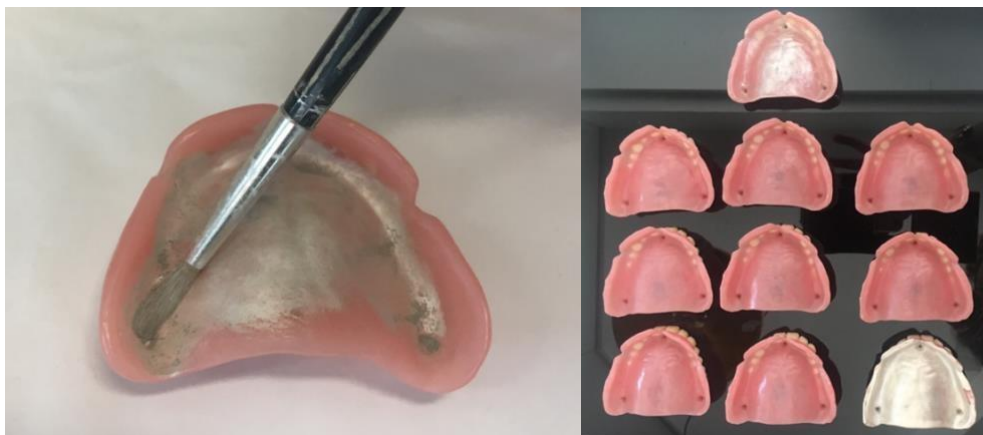
По изработката, ТП од втората и третата група беа оставени да се хидрираат во сад со дестилирана вода, во времетраење од 2 дена на собна температура. Дигиталните ТП од AvaDent (слика бр. 9) пристигнаа по 2 дена од изработката, во специјално пакување кое обезбедува влажна средина. Протезите од оваа група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

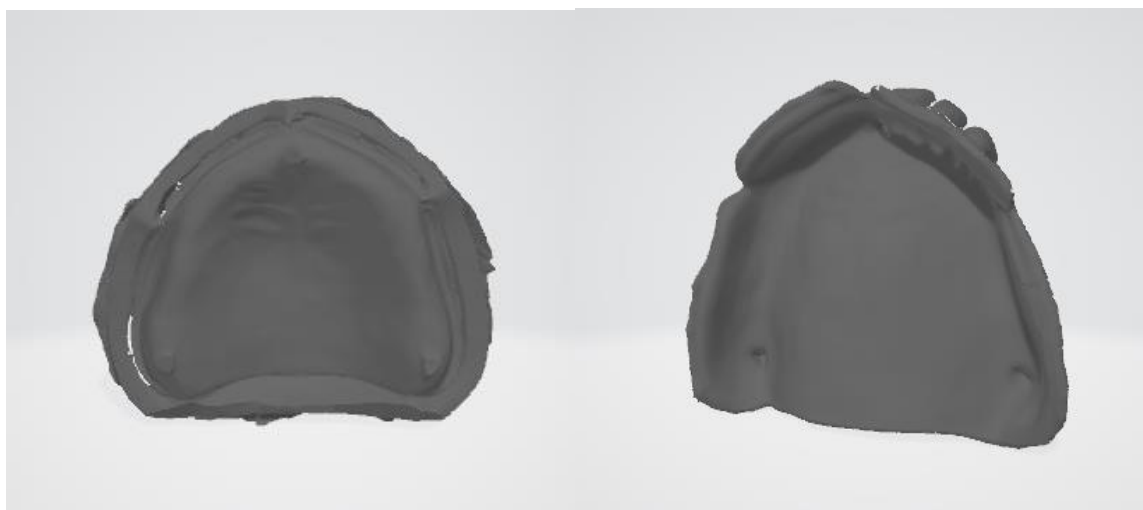


Слика 10: Припрема на ТП за скенирање: а) премачкување на ТП со антирефлектирачки прав и б) група ТП пред скенирање

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

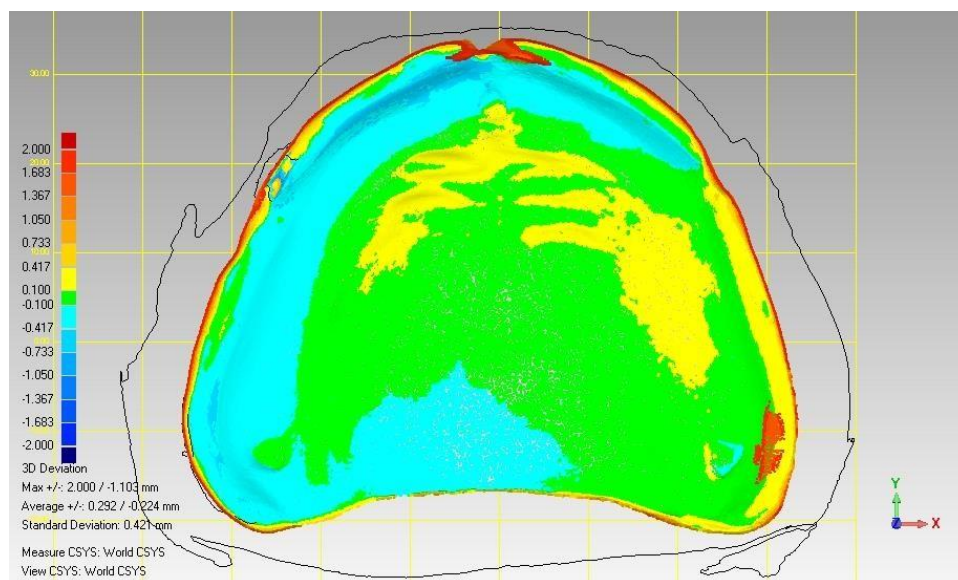
Група (Вид ПММА)	Број на примероци	Прашок/течност сооднос	Време на мешање	Потребно време за работна фаза	Постапка на полимеризација

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 Ivoclar вibrator	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

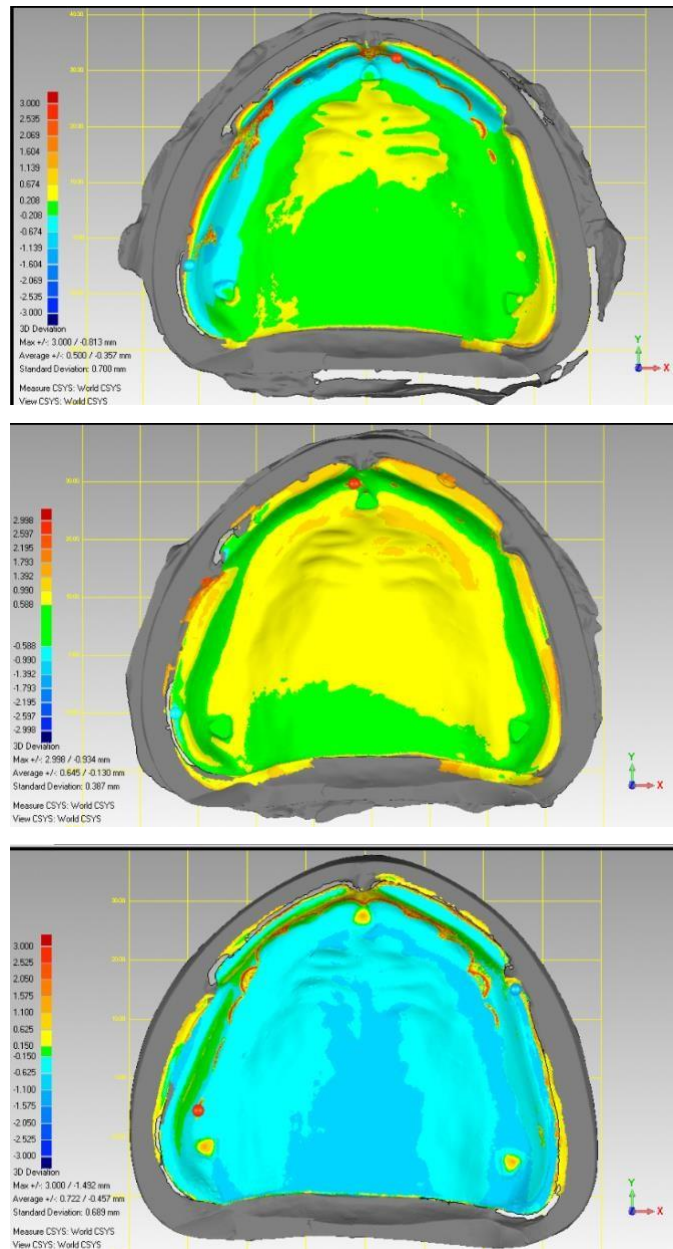
3.1.5. Метод на испитување на девијација на протезна база

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 до 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:

х на вестибуларниот раб на протезите во 13 точки (сл. 15а), х

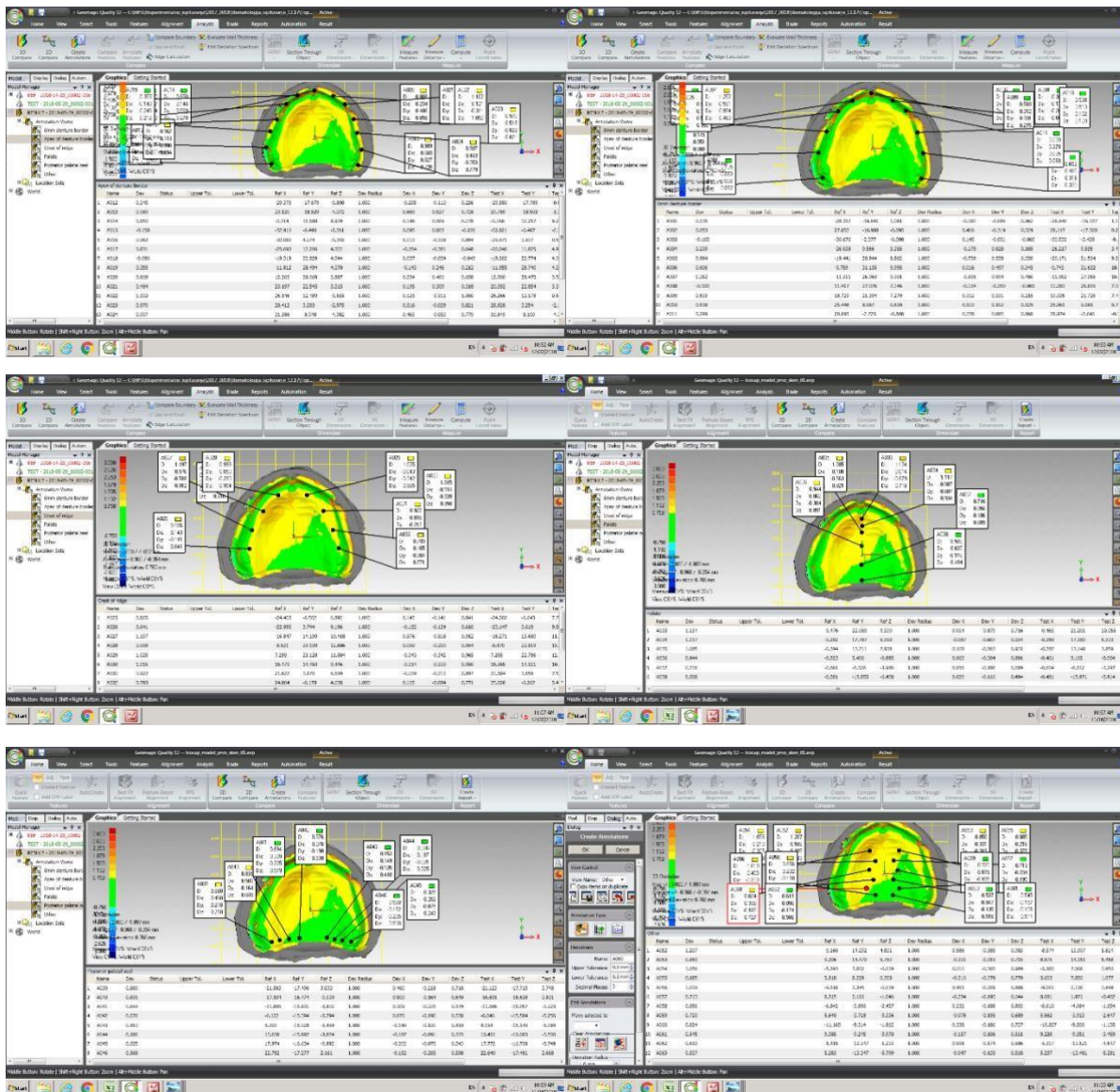
на 6 mm од вестибуларниот раб во 11 точки (сл. 15б),

х на највисоката површина по должината на алвеоларниот гребен во 8 точки

(сл. 15в),

x на медијалната линија на палатиналната плоча во 6 точки (сл. 15г),

x на фарингеалната граница во 8 точки (сл. 15д) и x на палатиналната плоча во 12 точки, случајно избрани (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 ɛ) 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.

3.2. 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 (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.

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

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

Податоците се табеларно и графички прикажани.

3.3. Резултати од истражувањето

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 помеѓу групите (inter-group).

3.3.1. Конвенционални ТП

3.3.1.1. Параметар — Вестибуларен раб

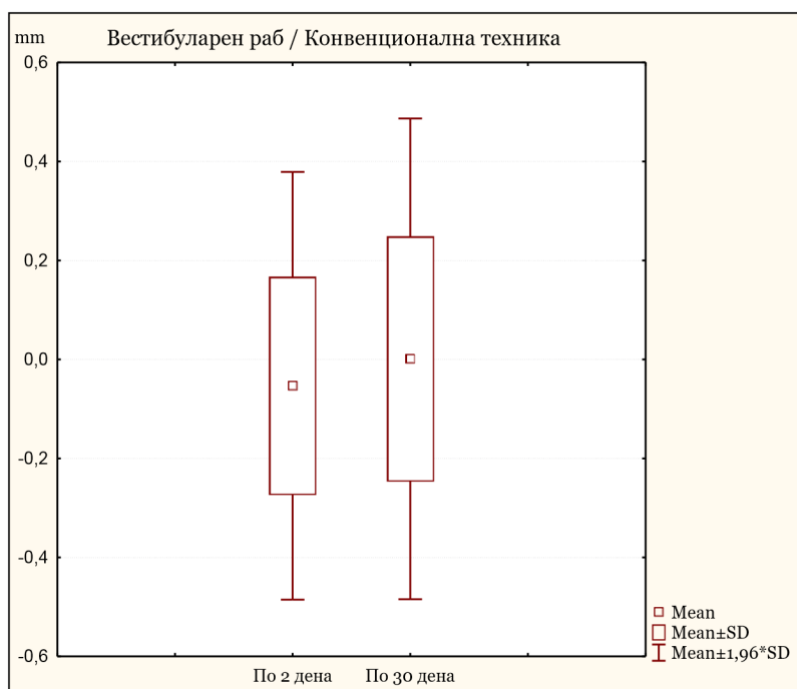
На табелата 2 и графиконот 1, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на вестибуларен раб на ТП по 2 дена во дестилирана вода и вестибуларен раб на ТП по 30 дена во дестилирана вода кај конвенционалните ТП, изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

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

3.3.1.2. 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).

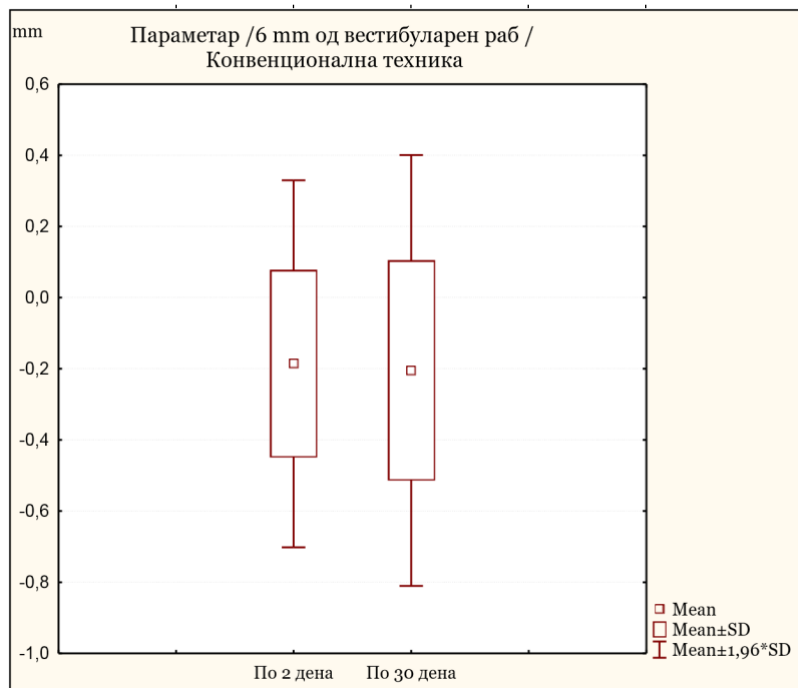
Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот — $0,19 \pm 0,26$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,37 до 0,002; минималната вредност изнесува -0,68 mm, а максималната вредност изнесува 0,20 mm.

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 дискрепацијата 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

3.3.1.3. 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).

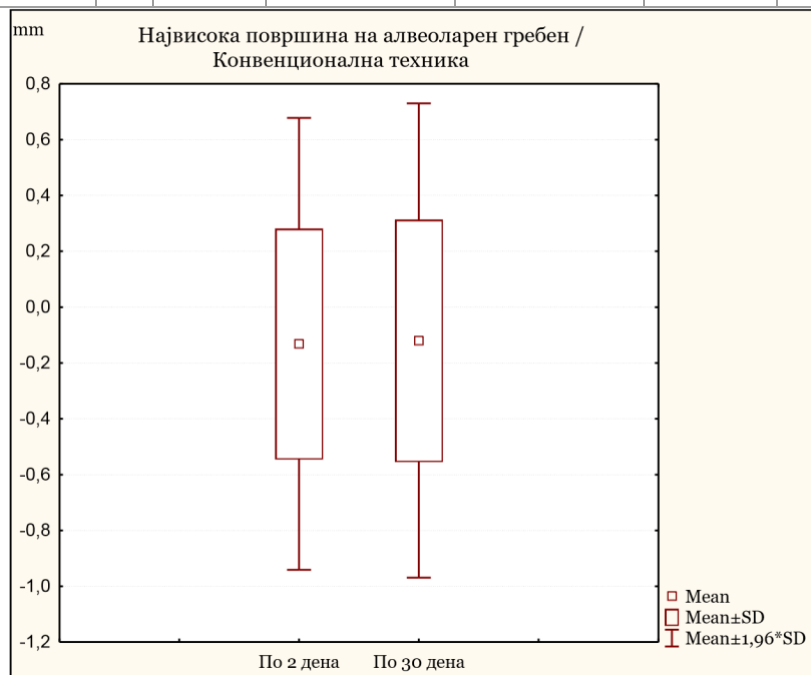
Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $-0,13 \pm 0,41$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,43$ до $0,16$; минималната вредност изнесува $-1,03$ mm, а максималната вредност изнесува $0,23$ mm.

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

3.3.1.4. 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).

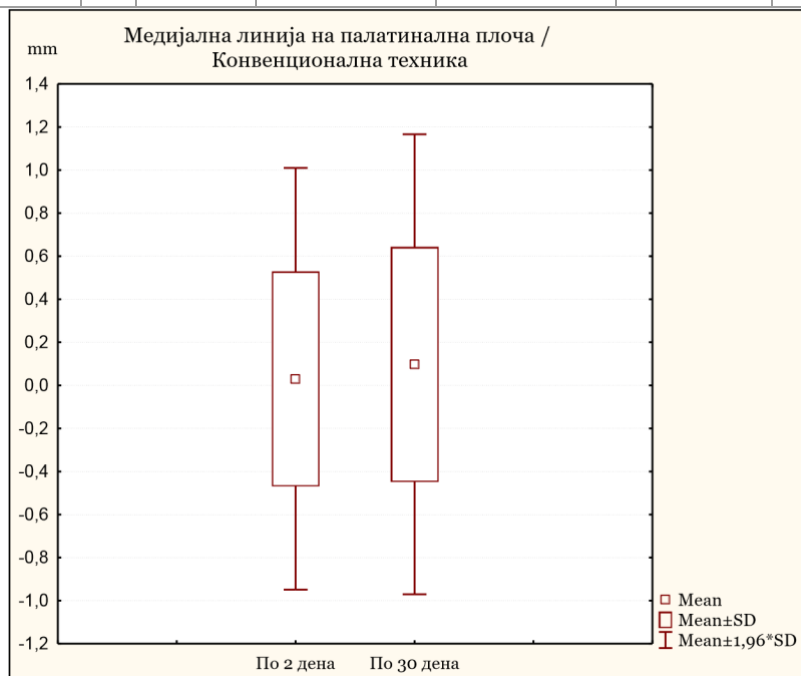
Медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер, варира во интервалот $0,03 \pm 0,50$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,33 до 0,39; минималната вредност изнесува -1,08 mm, а максималната вредност изнесува 0,53 mm.

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 дискрепанцијата 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

3.3.1.5. Параметар — Фарингеална граница

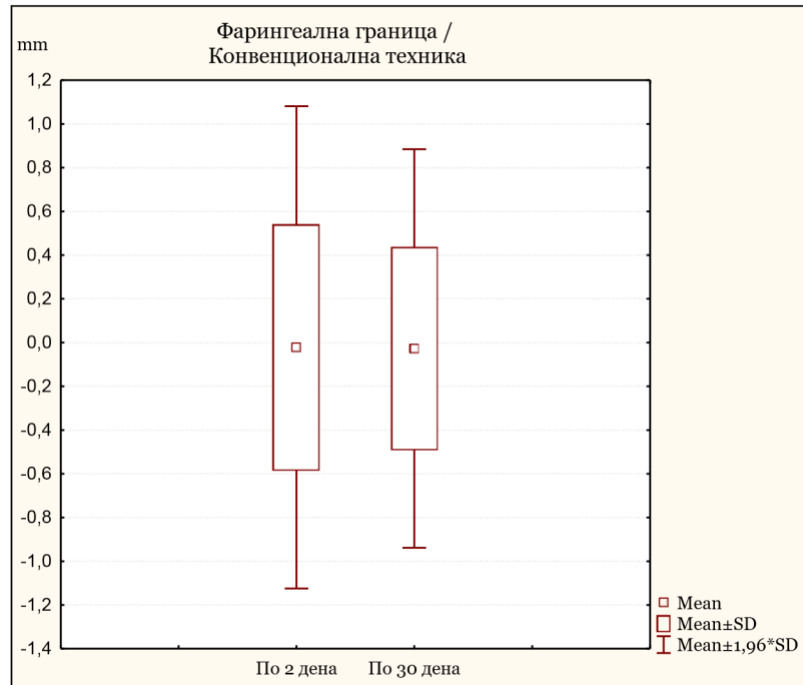
На табелата 6 и графиконот 5, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на фарингеалната граница на ТП по 2 дена во вода и фарингеалната граница на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

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.

3.3.1.6. 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

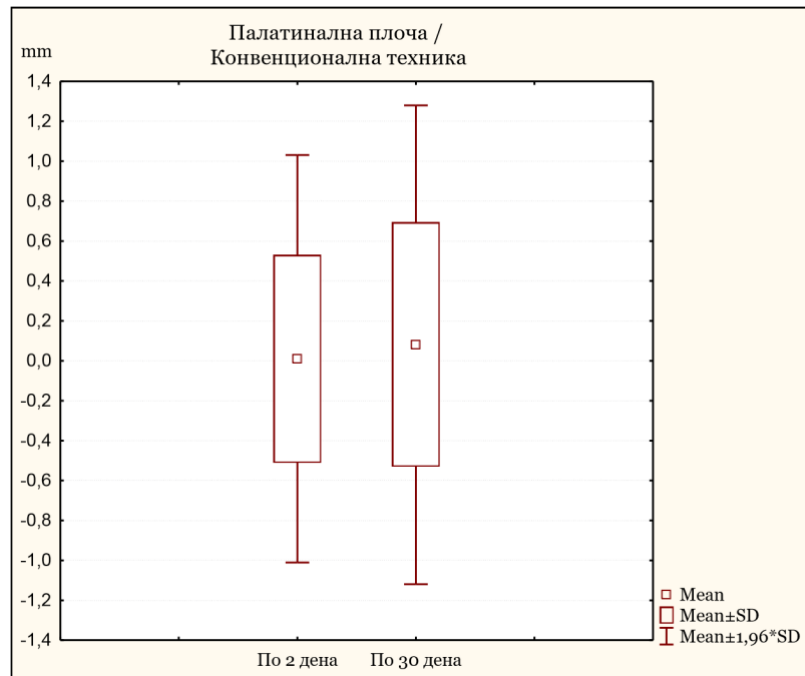
на ТП по 30 дена во вода, кај конвенционалните ТП изработени со топлополимеризиран ПММА-полимер (SR Triplex Hot Acrylic Resin, Ivoclar).

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

3.3.2. ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника

3.3.2.1. Параметар — Вестибуларен раб

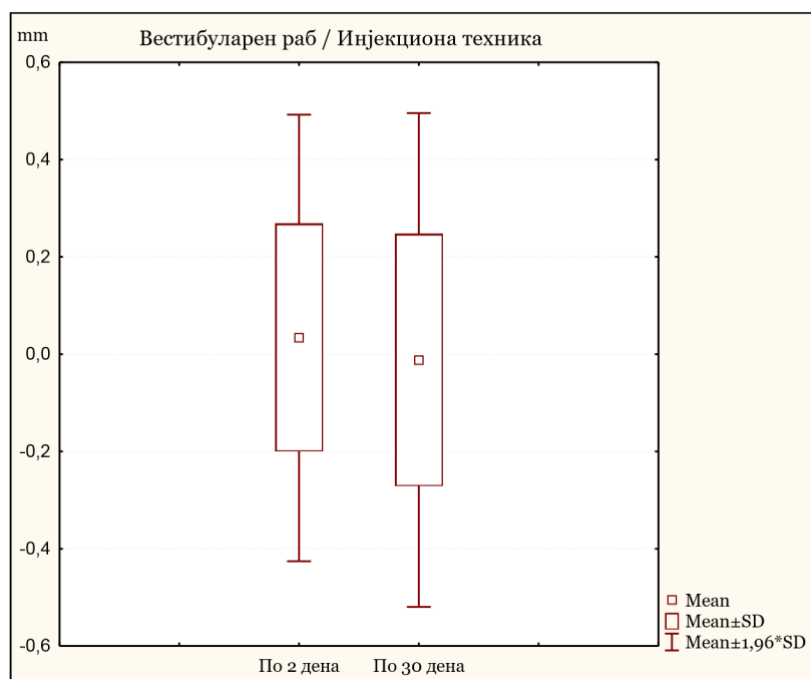
На табелата 8 и графиконот 7, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на вестибуларниот раб на ТП по 2 дена во вода и вестибуларниот раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП, изработени со SR-Ivocar инјекциона техника.

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 дискрепанцијата 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

3.3.2.2. 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-Ivocар инјекциона техника.

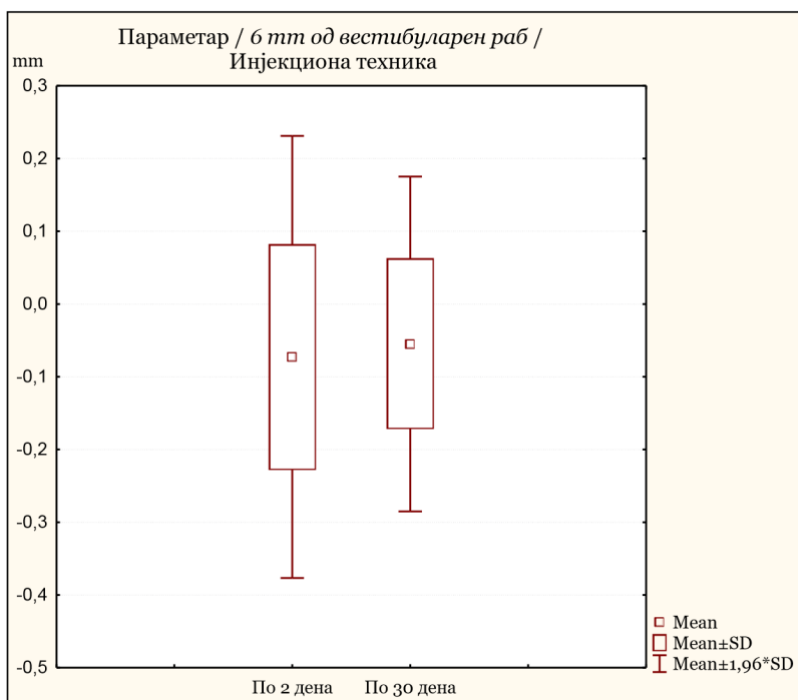
Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocар инјекциона техника, варира во интервалот $-0,07 \pm 0,16$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,18$ до $0,04$; минималната вредност изнесува $-0,27$ mm, а максималната вредност изнесува $0,28$ mm.

Параметарот 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocар 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

3.3.2.3. Параметар — Највисока површина на алвеоларниот гребен

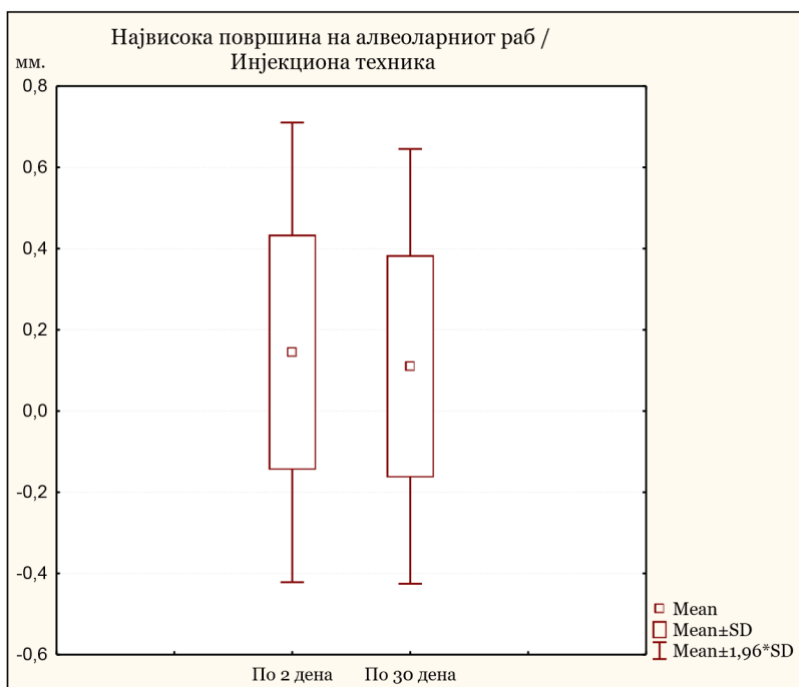
На табелата 10 и графиконот 9, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 2 дена во вода и највисоката површина на алвеоларниот гребен на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника.

Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivoclar 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-Ivoclar 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.	Станд. 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 дискрепацијата 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

3.3.2.4. Медијална линија на палатиналната плоча

Параметар —

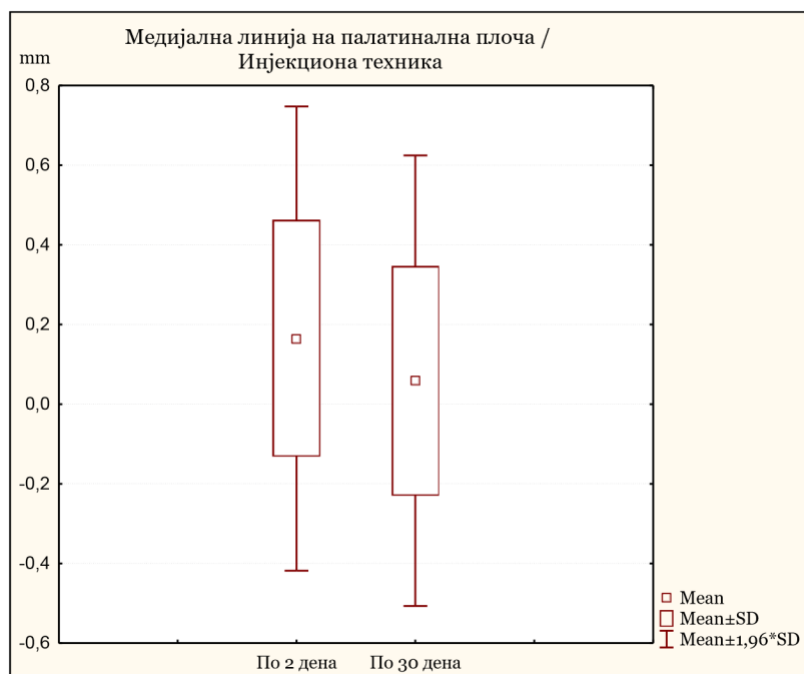
На табелата 11 и графиконот 10, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 2 дена во вода и медијалната линија на палатиналната плоча на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivoclar инјекциона техника.

Медијалната линија на палатиналната плоча по 1 ден, кај ТП изработени со SR-Ivoclar 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-Ivoclar 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

3.3.2.5. Параметар — Фарингеална граница

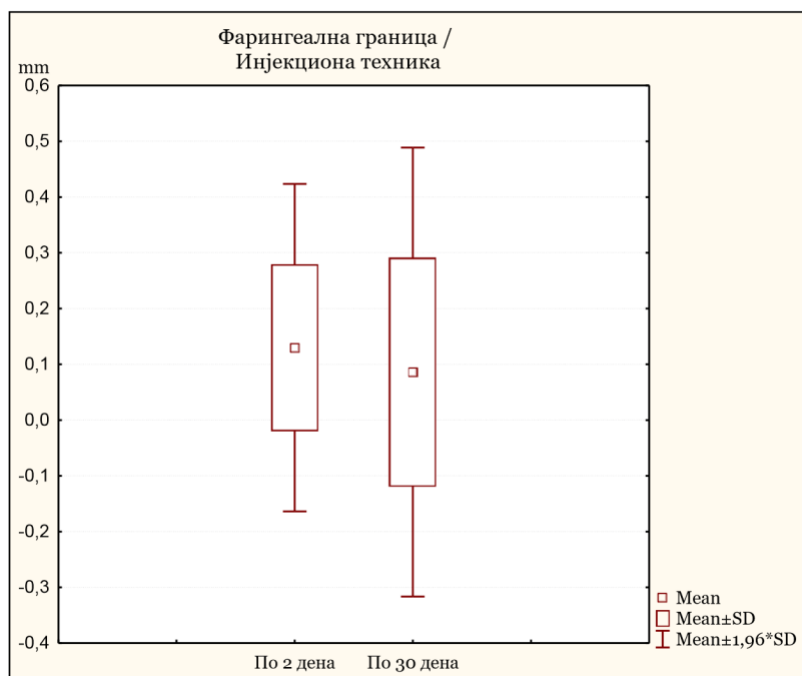
На табелата 12 и графиконот 11, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на фарингеалната граница на ТП по 2 дена во вода и на фарингеалната граница на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со SR-Ivocar инјекциона техника.

Фарингеалната граница по 2 дена, кај ТП изработени со SR-Ivocar 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-Ivocar 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

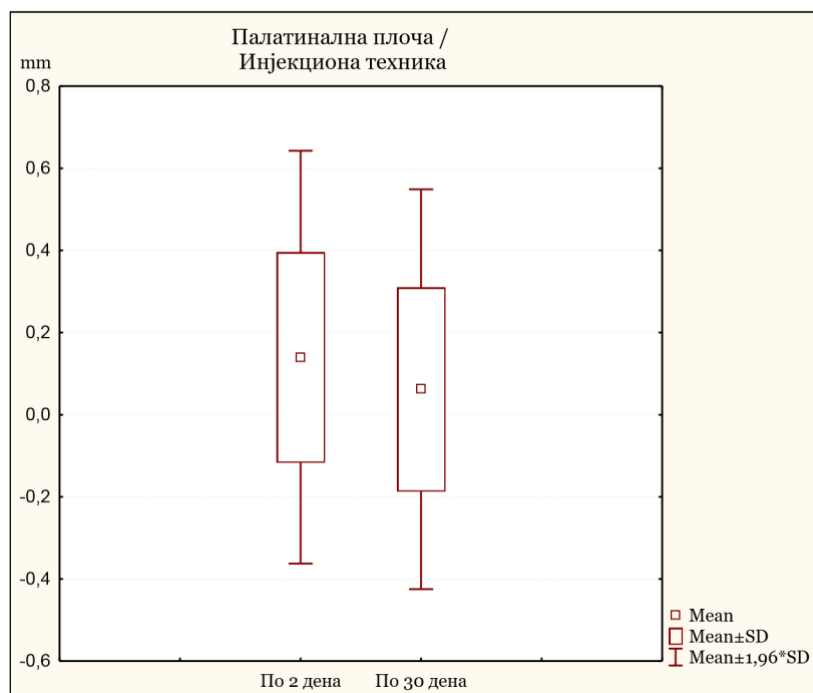
Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std. Dv. Diff.	t	df	p
Фарингеална граница по 2 дена	0,13	0,15						
Фарингеална граница по 30 дена	0,09	0,21	10	0,04	0,11	1,31	9	0,22

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

3.3.3. ТП изработени со CAD/CAM-технологија

3.3.3.1. Параметар — Вестибуларен раб

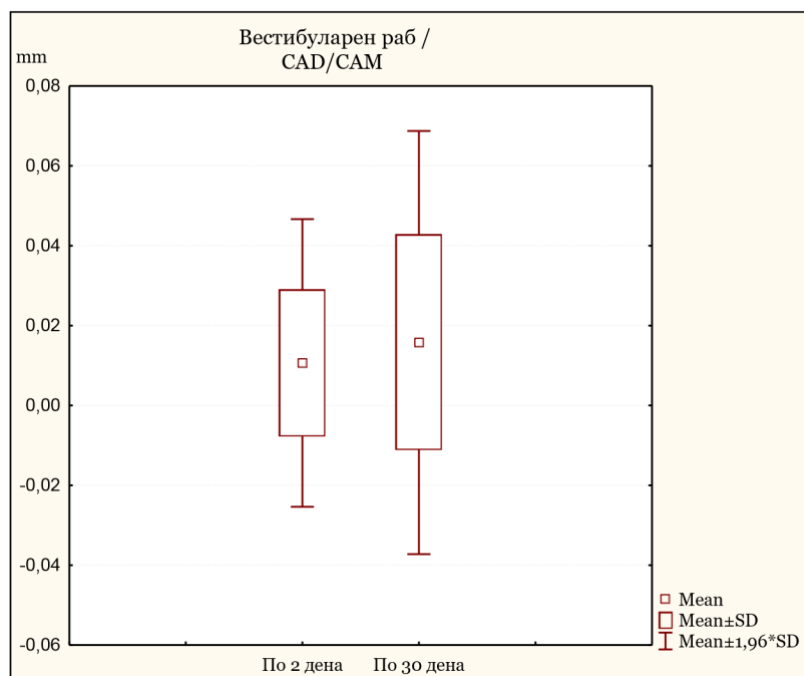
На табелата 14 и графиконот 13, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на вестибуларниот раб на ТП по 2 дена во вода и вестибуларниот раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

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

3.3.3.2.
од вестибуларен раб

Параметар — 6 mm

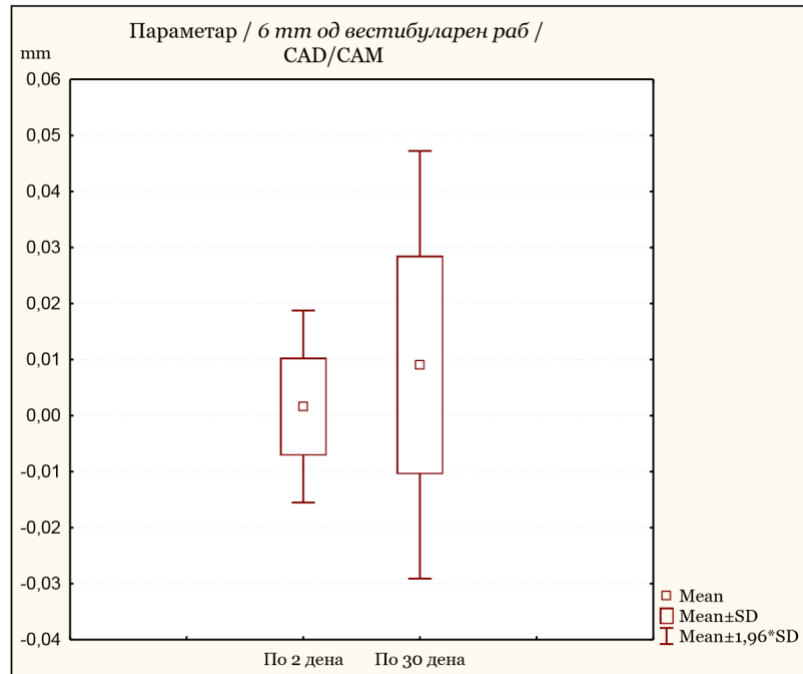
На табелата 15 и графиконот 14, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на параметарот — 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 2 дена во вода и параметарот — 6 mm од вестибуларен раб на ТП по 30 дена во вода, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија.

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

3.3.3.3.
Највисока
алвеоларен гребен

Параметар —
површина на

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.

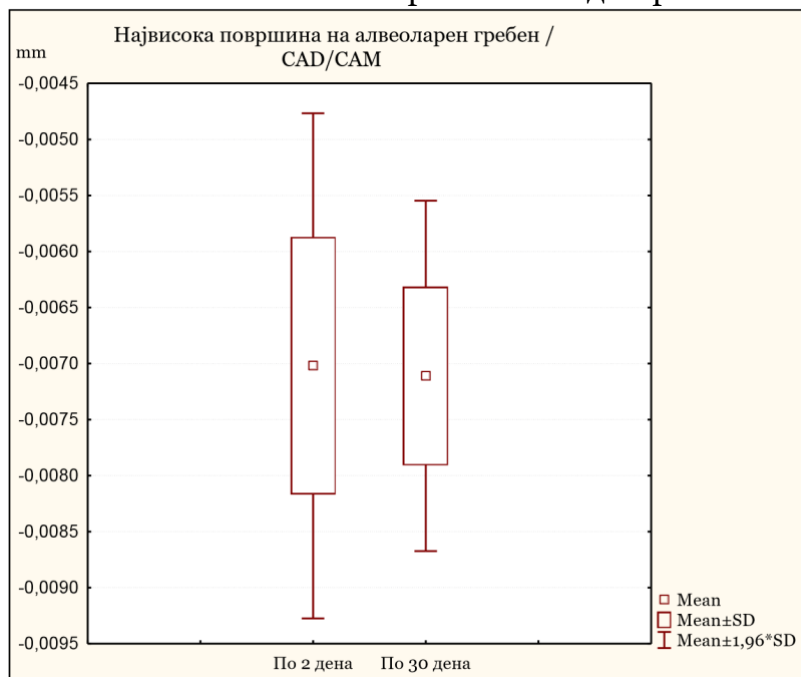
Највисоката површина на алвеоларниот гребен по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,007 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,006$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $-0,006$ mm.

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/CAMтехнологија

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

прикажана е дескриптивна статистика која



Графикон 15: Параметар — Највисока површина на алвеоларен гребен/CAD/CAMтехнологија

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
--	--------	-------	----	------	-------	------	---	------

3.3.3.4. Медијална линија на палатинална плоча

На табелата 17 и графиконот 16, 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.

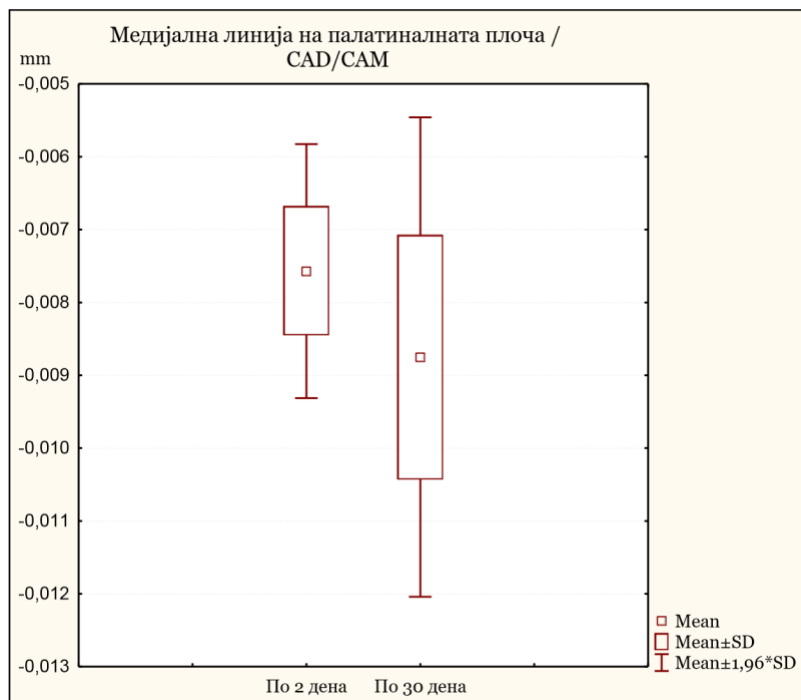
Медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,008 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од -0,008 до -0,007; минималната вредност изнесува -0,009 mm, а максималната вредност изнесува -0,006 mm.

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/CAMтехнологија

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

прикажана е дескриптивна статистика која



Графикон 16: Параметар — Медијална линија на палатиналната плоча/CAD/CAMтехнологија

На табелата 17.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата 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

3.3.3.5. Параметар — Фарингеална граница

На табелата 18 и графиконот 17, 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.

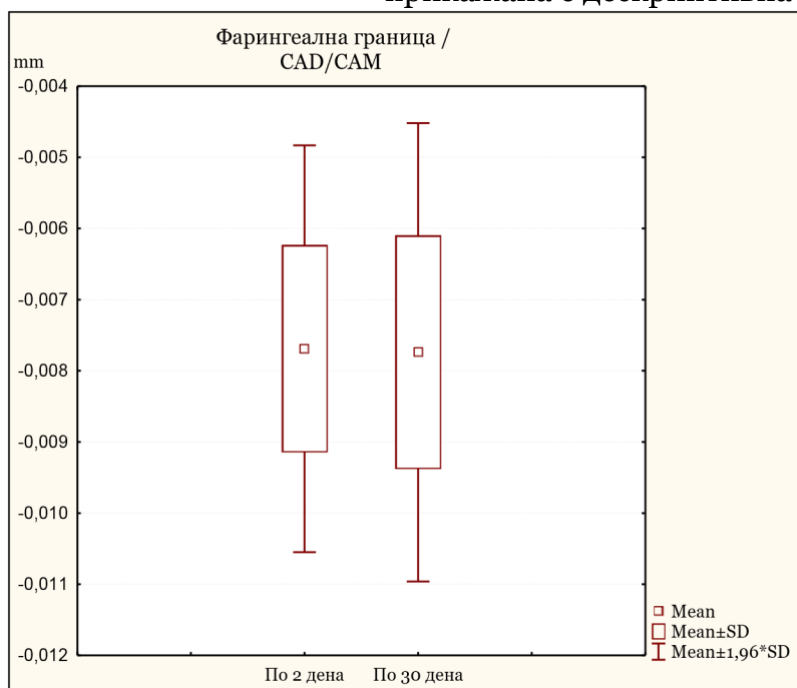
Фарингеалната граница по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,008 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од 0,009 до -0,007; минималната вредност изнесува -0,009 mm, а максималната вредност изнесува -0,006 mm.

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

прикажана е дескриптивна статистика која



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

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

Фарингеалната граница по 2 дена за $t = 0,07$ 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

3.3.3.6. Параметар — Палатинална плоча

На табелата 19 и графиконот 18, 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.

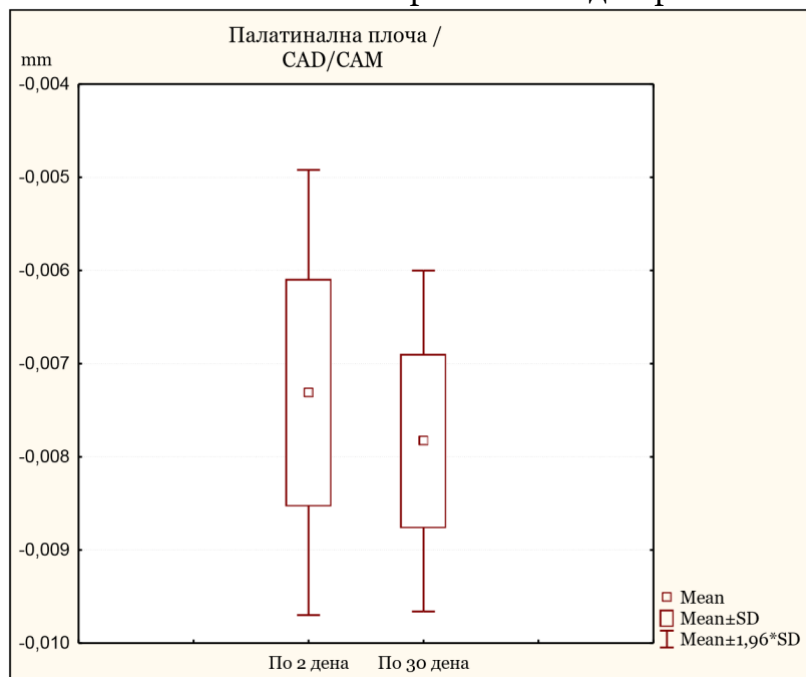
Палатиналната плоча по 2 дена, кај ТП изработени со CAD/CAM-технологија, варира во интервалот $-0,007 \pm 0,001$ mm, $\pm$ конфиденс интервал: од $-0,008$ до $-0,006$; минималната вредност изнесува $-0,009$ mm, а максималната вредност изнесува $0,006$ mm.

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

прикажана е дескриптивна статистика која



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

На табелата 19.1, прикажаните резултати се однесуваат на дискрепанцијата 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

• • • • •

3.3.4. Разлика помеѓу групи

3.3.4.1. 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

3.3.4.2. 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

3.3.4.3. 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

3.3.4.4. 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.

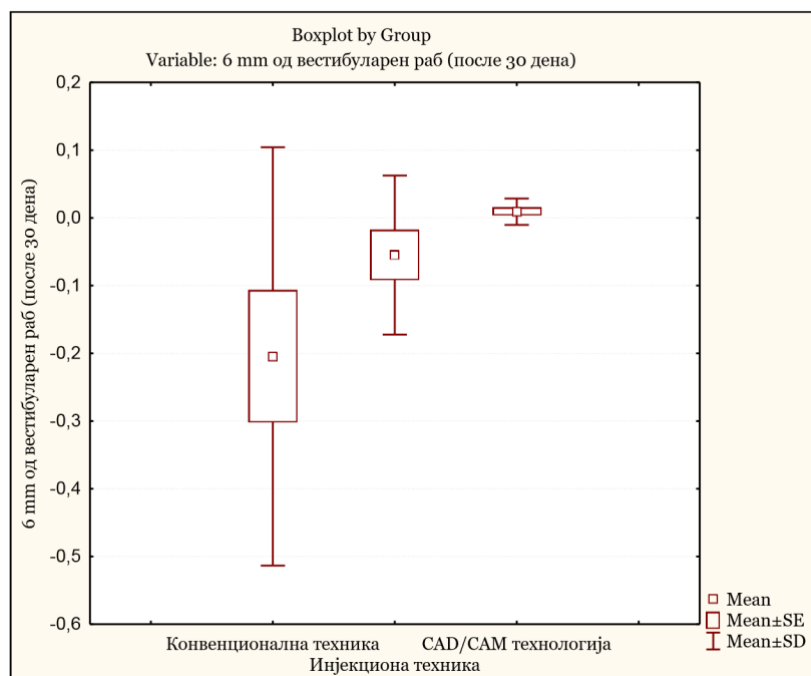
Табела 23: Разлика помеѓу групи/параметар — 6 mm од вестибуларен раб по 30 дена

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

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

На табелата 24, прикажана е разликата на дискрепацијата 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

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

На табелата 25, прикажана е разликата на дискрепацијата 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

3.3.4.7. 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 дискрепацијата 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 $p < 0,05$ ($p = \mathbf{0,03}$) постои значајна разлика во вредноста на медијалната линија на палатиналната плоча по 2 дена помеѓу 3-те испитувани групи.

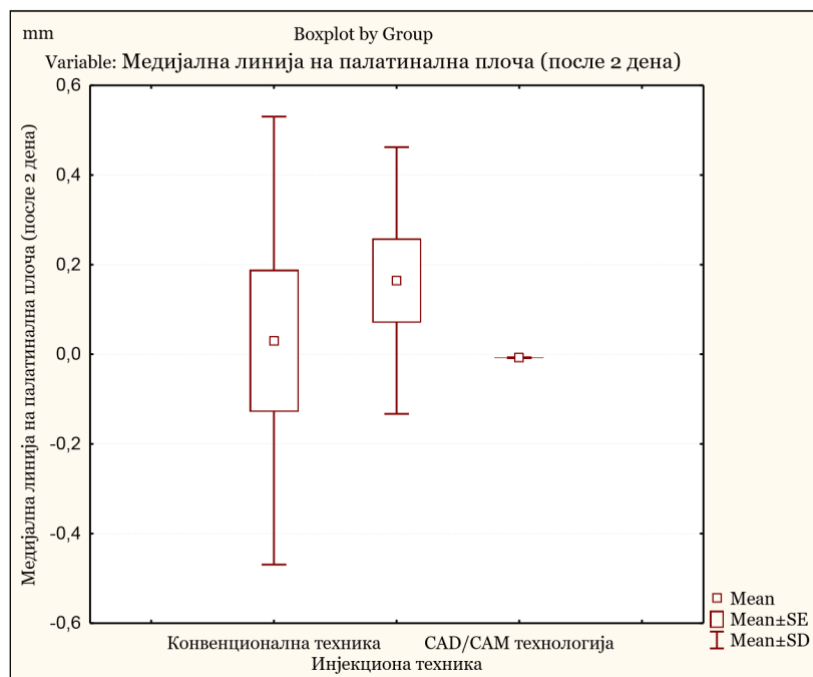
Табела 26: Разлика помеѓу групи/параметар — Медијална линија на палатинална плоча по 2 дена

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 p -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	2 R: 19,30	4 R: 17,70	6 R: 9,50
Конвенционална техника (2)		1,00	0,04
Инјекциона техника (4)	1,00		0,11
CAD/CAM-технологија (6)	0,04	0,11	



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

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

На табелата 27, прикажана е разликата на дискрепацијата 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

3.3.4.9. 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 Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	df Error	MS Error		F	p
Фарингеална граница по 2 дена	0,14	2	0,07	3,05	27	0,11		0,62	0,54

3.3.4.10. 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

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

На табелата 30, прикажана е разликата на дискрепанцијата 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

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

На табелата 31, прикажана е разликата на дискрепанцијата 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

3.3.5. Прецизност и репродуктивност кај тестираните техники на изработка

На табелата 32, прикажаните резултати се однесуваат на рангирање на резултатите врз основа на медијаната и интерквартилниот опсег, со кои се определува прецизноста и репродуктивноста кај тестираните техники на изработка. Рангирањето на резултатите, врз основа на средниот и интерквартилниот 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: Точност/прецизност и репродуктивност/стабилност на рангирањето за процесирање 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 ()

3.4. Дискусија

Во истражувањата во оваа ин витро студија, беа испитувани физичките 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.

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 Кеепан 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 до 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 смисла 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 сигнификантна разлика при подолго стоење на ТП во вода, на што одат во прилог резултатите од оваа студија⁽³⁶⁾.

Во групата на ТП изработени со инјекциона техника, во регијата на медијалната линија на палатумот и во целата регија 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 микропростори 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

результатите 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 мастермоделот, според кој беа изработувани ТП, е со идеални алвеоларни гребени, без подминирани места и со плиток непчен свод. При постоење 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.

4. ЗАКЛУЧОК

Врз основа на добиените резултати, нулта хипотезата, поставена во оваа студија, е отфрлена. 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.

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/CAMтехнологија, 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;

Заклучокот кој произлезе од предвидената цел дава 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. Оваа предност на CAD/CAM ТП во однос на конвенционалните ТП и ТП изработени со инјекциона техника, 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):47885;
- (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 AA. *Problems with polymers in Dentistry*. Br Polymer J, 1978, 10: 241–244;
- (29) Ling BC. *A three-visit, complete denture technique utilizing visible lightcured 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 implantretained 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, Lümke 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 dimensiona 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;