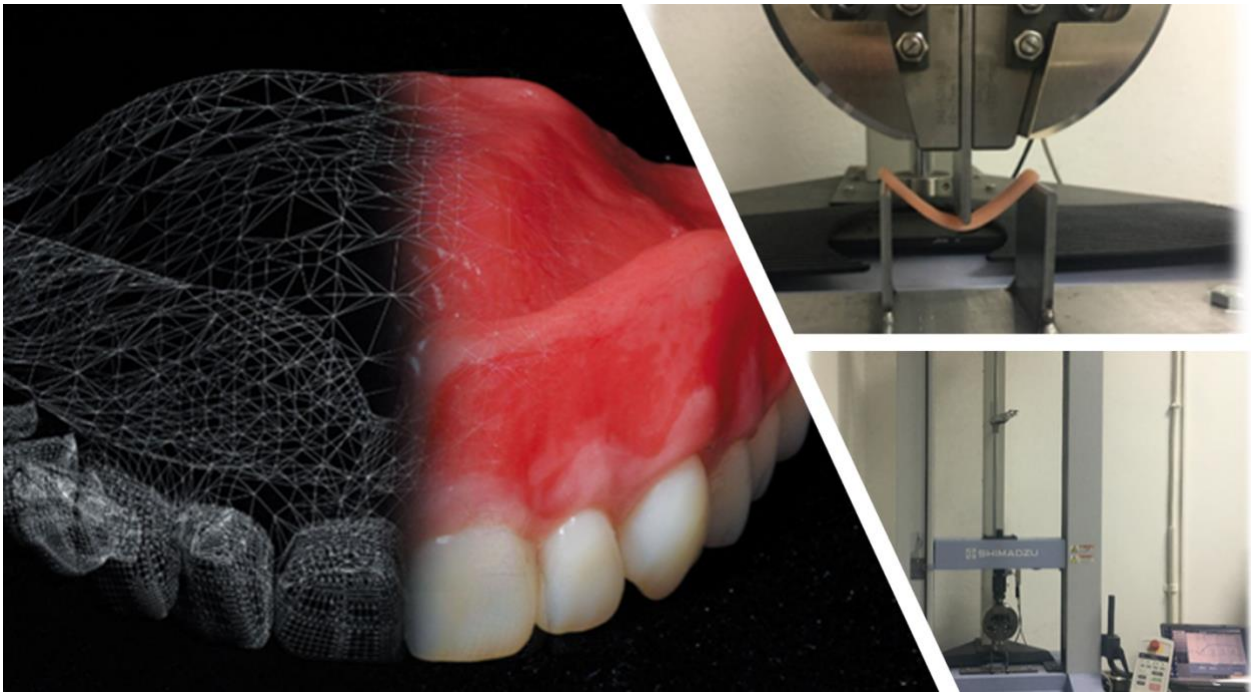


НАДИЦА ЈАНЕВА

CAD/CAM ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ: ЕВАЛУАЦИЈА НА МЕХАНИЧКИТЕ КАРАКТЕРИСТИКИ (ВТОР ДЕЛ)

Скопје, 2022

CAD/CAM ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ: CAD/CAM ТОТАЛНИ ПРОТЕЗИ: ЕВАЛУАЦИЈА НА МЕХАНИЧКИТЕ КАРАКТЕРИСТИКИ (ВТОР ДЕЛ)
Монографија - прво издание

Автор
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 механичките карактеристики (втор дел) / Автор Надица Јанева, Скопје 2022, 57 страни

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ, 2022

ISBN 978-608-4620-30-3

ОД РЕЦЕНЗИЈАТА

Монографијата ”CAD/CAM тотални протези: евалуација на механичките карактеристики (втор дел)“ е дел од научно истражување на авторот за тотални протези изработени со компјутерски помогнато дизајнирање и компјутерски помогната изработка.

Поради сите недостатоци кои ги имаат конвенционалните лабораториски фази и многуте можности за грешки, користењето на компјутерските можности и софтверски алгоритми за дизајнирање и автоматизирано режење на тоталните протези, се очекува да допринесат во постојан квалитет на CAD/CAM тоталните протези. Покрај предностите во начинот на изработка на CAD/CAM тотални протези, значително подобрување на квалитетот се очекува и поради подобрените физички и механички карактеристики на материјалот од кој се режат протезните бази. Со оглед на релативно краткиот период од воведувањето на CAD/CAM-технологијата за изработка на тотални протези, податоците во денталната литература, кои ги потврдуваат големите очекувања од оваа технологија и од материјалот за нивна изработка, се лимитирани.

Истражувањето презентирано во монографијата дава допринос во одговорот на прашањето дали CAD/CAM тоталните имаат подобрени механички карактеристики и дали конечно го надминуваат проблемот на голем процент на интраорални фрактури на тоталните протези изработени со традиционалните методи. Подобрените механички карактеристики на CAD/CAM тотални протези би значеле намалување на високата инциденца на фрактури на тотални протези, посебно кај пациентите со јака мастикаторна мускулатура или во случаи каде што има повторувани фрактури на тоталните протези. Понатаму, повисоките вредности на некои од механичките карактеристики на CAD/CAM тоталните протези ја превенираат деформацијата на протезната база под дејство од

мастикаторните сили, што би имало позитивно влијание на интегритетот на алвеоларните гребени.

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 и за механичките карактеристики на протетичките изработки.

Проф. Д-р. Гордана Ковачевска

Проф. Д-р. Јадранка Бундевска

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД 3

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА 5

3. ИН ВИТРО СТУДИЈА ЗА ЕВАЛУАЦИЈА НА МЕХАНИЧКИ КАРАКТЕРИСТИКИ НА ТП 7

3.1. **Материјал и метод** 8

3.1.1. Испитувани групи 8
3.1.2. Протокол на припрема на примероците за испитување 9
3.1.3. Припрема на акрилатни примероци за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност 11
3.1.4. Припрема на акрилатни примероци за испитување отпорност на кршење 12
3.1.5. Протокол за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност 14
3.1.6. Протокол за испитување отпорност на кршење 16

3.2. **Метод на статистичка анализа** 19

3.3. **Резултати од истражувањето** 20

3.3.1. Резултати од испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност во испитувана група 20
3.3.1.1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника на компресионо обликување и топла полимеризација на ПММА-акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin) 20
3.3.1.2. Акрилатни примероци изработени со инјекционо обликување со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact) 21
3.3.1.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident) 22

3.3.2. Разлика помеѓу испитуваните групи во отпорност на свиткување и модул на еластичност 24
3.3.2.1. Разлика во отпорност на свиткување 24
3.3.2.2. Разлика во модул на еластичност 25

3.3.3. Корелација помеѓу отпорност на свиткување
и модул на еластичност 27
3.3.3.1. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност кај Triplex 27
3.3.3.2. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност кај Ivobase 28
3.3.3.3. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност кај Polident 29

3.3.4. Резултати од испитување отпорност на кршење
во испитувана група 30
3.3.4.1. Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin) 30
3.3.4.2. Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact) 32
3.3.4.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM - технологија (Polident) 33

3.3.5. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење 34
3.3.5.1. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување 34
3.3.5.2. Разлика помеѓу испитуваните групи на отпорност на кршење 36

3.3.6. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максимална сила на оптоварување 38
3.3.6.1. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Triplex 38
3.3.6.2. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Ivobase 39
3.3.6.3. Корелација на отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Polident 40

3.4. **Дискусија** 41

4. ЗАКЛУЧОК 47

ЛИТЕРАТУРА 49

1. ВОВЕД

Воведувањето и еволуцијата на CAD/CAM-технологијата во тоталното протезирање носи нов концепт на изработка на тотални протези, по скоро цел век на непроменети, или минимално променети методи и протоколи за изработка на тотални протези (ТП).

Комплексноста на постапките при изработката на ТП е причина поради која долго се чекаше за влез на дигиталната технологија во овој вид протетички изработки, односно последно од сите други протетички реставрации. Потребни беа 20 години за развој на концептот на изработка на ТП со компјутерски помогната технологија. Во денталната литература, ТП изработени со употреба на компјутер за дизајнирање и/или изработка се нарекуваат дигитални или CAD/CAM ТП[17].

Користењето на компјутерските можности и софтверски алгоритми за дизајнирање на ТП и автоматизираното режење на ТП, се очекува да допринесат во постојан квалитет на CAD/CAM ТП, поради сите недостатоци кои ги имаат конвенционалните лабораториски фази и многуте можности за грешки. Покрај предностите во начинот на изработка на CAD/CAM ТП, значително подобрување на квалитетот на дигиталните 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.

Многу клинички студии, вклучувајќи ги и оние од понов датум, кои ја истражуваат инциденцата и причините за фрактури на конвенционалните ТП, заклучуваат дека механичките карактеристики на ПММА се незадоволувачки[51,52,53]. Кај 68 % од протезите доаѓа до фрактура во првите неколку години на користење, додека на 39 % од ТП им е потребна некаква репаратура во првите три години[54,55,56].

Фрактурата на протезата, интраорално, освен како резултат на слаби механички карактеристики на материјалот, настанува и поради неадекватна ретенција, стабилност или неадекватно налегнување на протезната база на потпротезните ткива. Понатаму, како причини се наведуваат и промените во дебелината на материјалот, присуството на пукнатини и порозност, инкорпорирани во протезната база (грешки во лабораториската изработка)[57]. Изработката на ТП со CAD/CAM-технологија со режење од полимеризиран ПММА акрилатен блок, ја елиминира можноста за контракција или деформација на протезната база, а со тоа и на нерамномерно налегнување на лежиштето на протезата[11]. Дополнително, производителите на ПММА-блокови тврдат дека тие се без порозност, со намален резидуален мономер и со зголемена цврстина и отпорност[58]. Сите овие фактори одат во прилог на очекуваното надминување на причините за фрактура и подобри механички карактеристики на CAD/CAM изработените ТП.

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 и од материјалот за нивна изработка, се лимитирани.

Токму поради тоа, истражувачкото прашање за оваа ин витро студија беше дали CAD/CAM тоталните протези конечно ги надминуваат главните недостатоци поврзани со традиционалните методи на изработка на тотални протези?

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

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

Во студијата на Srinivasan и сор., се евалуира биокомпатибилноста, механичките карактеристики и површинската рапавост на полимеризираниот ПММА-блок за CAD/CAM ТП и конвенционалниот топлополимеризиран ПММА-материјал. Тестираниот CAD/CAM ПММА е еднакво биокомпатибилен со конвенционалниот, но со подобрени механички карактеристики. Според овие автори, зголемената отпорност на оптеретување и повисокиот модул на еластичност може да значат клиничка предност на CAD/CAM ТП и за стоматологот и за пациентот, во смисла на можност за дизајнирање и изработка на ТП со помала дебелина на палатиналната плоча на максиларната протеза и помала инциденца за фрактури на истите[59].

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

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

Al-Dwairi и сор. прават компарација на отпорноста на свиткување, на отпорноста на ударна сила и на модулот на еластичност на ПММА-акрилатите, за CAD/CAM ТП од два различни производителa и на конвенционалниот топлополимеризиран ПММА. Сите три испитувани параметри покажуваат подобри

резултати кај CAD/CAM-групите во однос на конвенционалната, што може да се припише на единствениот начин на изработка на CAD/CAM ПММА материјалот (полимеризација со висока температура и притисок). Сепак, во една од CAD/CAM-групите се забележани варијации на механичките карактеристики меѓу примероците, што имплицира дека некои индустриски полимеризациони протоколи, можеби, не постигаат константно полимеризационо ниво[56].

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

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

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

3. ИН ВИТРО СТУДИЈА ЗА ЕВАЛУАЦИЈА НА МЕХАНИЧКИ КАРАКТЕРИСТИКИ НА ТП

Отпорноста на интраорални фрактури е еден од фактори од есенцијално значење за клиничките перформанси на ТП. Токму поради тоа, мотив за истражувањето е да се даде допринос во одговорот на прашањето дали CAD/CAM ТП имаат подобрени механички карактеристики и дали конечно го надминуваат проблемот на голем процент на интраорални фрактури на тоталните протези изработени со традиционалните методи.

За реализирање на овој интерес, поставена е следната цел:

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

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

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

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

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

Во согласност со целите на истражувањето, поставена е следната нулта хипотеза:

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

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

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

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

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

3.1.1. Испитувани групи

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

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

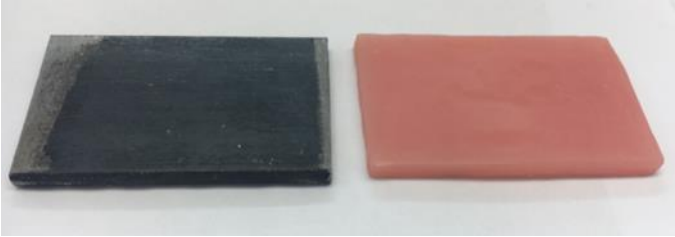
Група 3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија од полимеризиран ПММА-блок (Pink CAD/CAM Disc basic, Polident, Slovenia).

3.1.2. Протокол на припрема на примероците за испитување

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

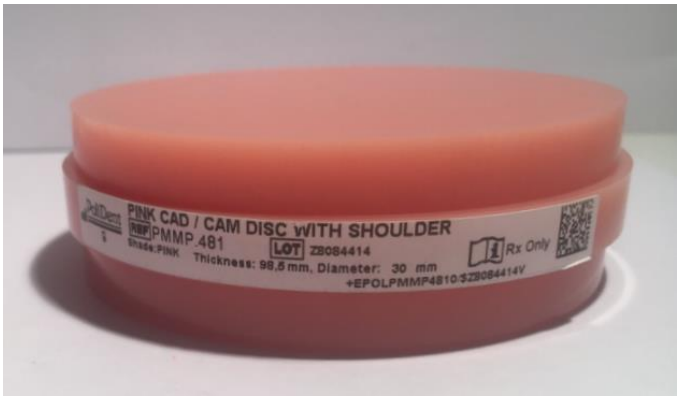
Металниот еталон за изработка на акрилатните примероци го поставувавме во кивета со гипс (конвенционална кивета за изработка на примероците од Triplex и специјална кивета предвидена за SR-Ivocap техника за изработка на примероците од Ivobase) (сл. бр. 1,2) за да се добие гипсен калап со истите димензии. По стврднувањето на гипсот, киветата ја отворавме и правоаголната празнина во неа ја исполнувавме со соодветниот акрилат. Подготовката на материјалот и техниката на изработка се во согласност со инструкциите на произведувачот, наведени во табелата 1.

Слика 1: *Метален еталон поставен кивета за Ivocap техника*



Слика 2: *Метален еталон и полимеризирана во ПММА акрилатна плочка*

Акрилатните примероци од CAD/CAM-групата беа изработени со сечење на полимеризираниот ПММА-блок на индустриска тракаста тестера (Einhell – BM 200, Germany AG) со 0,5 mm дебелина на тракастата пила, во димензии малку поголеми од потребните, во сите правци за да би можеле со фината обработка да ја добиеме потребната димензија (сл. бр. 3,4).



Слика 3: *Polident ПММА-блок*

Слика 4: *Припрема на акрилатен примерок од CAD/CAM-група: а) индустриска тракаста тестера и б) сечење CAD/CAM акрилатеп блок*

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

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

Примероците од CAD/CAM-групата, кои претходно беа предимензионирано исечени со тракаста тестера (по 1 до 2 mm повеќе од дефинитивната димензија во сите правци), ги обработувавме на истиот начин, како и кај првите две групи (слика бр. 6).

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

По изработката, примероците беа ставени во водена бања, на температура од 37 ˚C 50±2h, по што беше изведен тестот.

Слика 5: *Акрилатен примерок за испитување отпорност на свиткување*

Слика 6: *Група од 12 акрилатни примероци, припремена за испитување отпорност на свиткување*

3.1.4. Припрема на акрилатни примероци за испитување отпорност на кршење

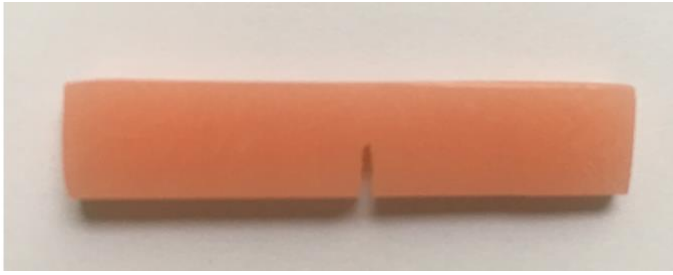
За изведување на Тестот за отпорност на кршење, акрилатните примероци ги припремивме и обработивме, на истиот начин и со истите средства, како и примероците за Тестот за отпорност на свиткување. За изработка на акрилатните примероци за првите две групи, акрилатните плочки (65 x 40 x 5 mm) ги сечевме попречно на растојание од околу 10 mm, за по завршната обработка секој од примероците да ја има бараната димензија за овој тест: должина 39 mm, висина 8±0,2 mm (h_t) и ширина 4±0,2 mm (b_t). Примероците за испитување за овој тест, согласно стандардот, имаат централен засек (пукнатина) со ширина од 0,5 mm во однос на надолжната оска. За таа цел, ја обележавме средината на секој примерок по должина и со дијамантска сепарирка со дебелина од 0,5 mm (NTI) направивме пукнатина во длабочина од 3±0,2 mm, по претходно нацртаната средишна линија на примерокот. Следно, на дното на пукнатината направивме засек со остар скалпел, кој делува како иницијална микропукнатина (слика бр. 7).

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

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

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

По изработката, примероците со пукнатина беа ставени во водена бања на температура од 37 ◦C, 7 дена. Пред изведување на тестирањето, примероците ги стававме во сад со вода на температура од 23 до 24 ◦C во траење од 60 до 75 min, во согласност со ISO-стандардот (слика бр. 8).



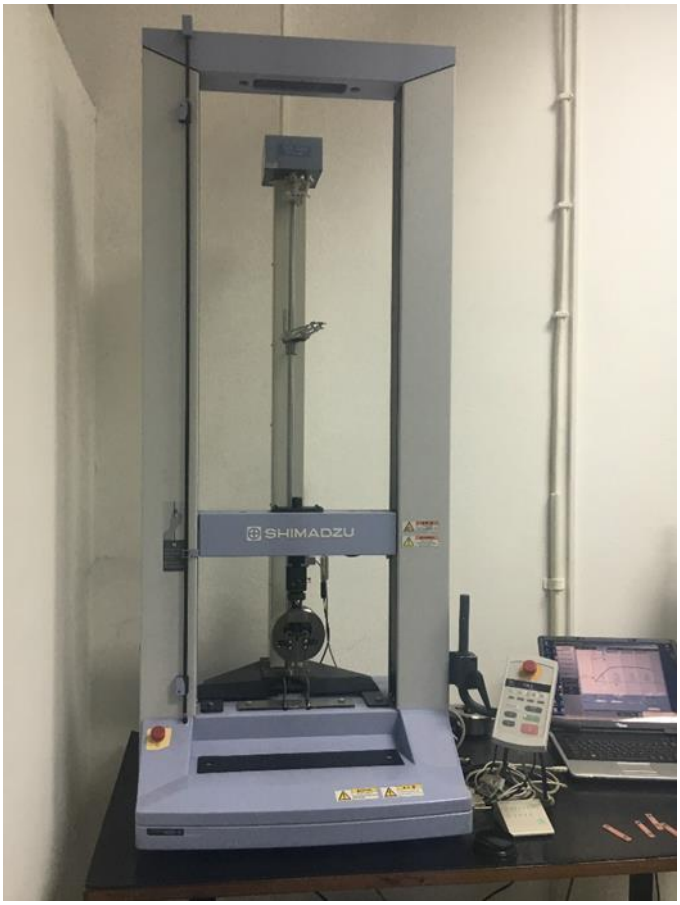
Слика 7: *Акрилатен примерок за испитување отпорност на кршење*

Слика 8: *Група од 12 акрилатни примероци, припремена за испитување отпорност на кршење*

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

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

Испитувањето беше извршено на универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), поврзана и управувана со компјутерски софтвер за тестирање материјали (Trapezium X, Version 1.1.5), на кој се регистрираат сите податоци и се пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност (слика бр. 9).



Слика 9: *Универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X)*

Отпорноста на свиткување се пресметува според формулата:

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

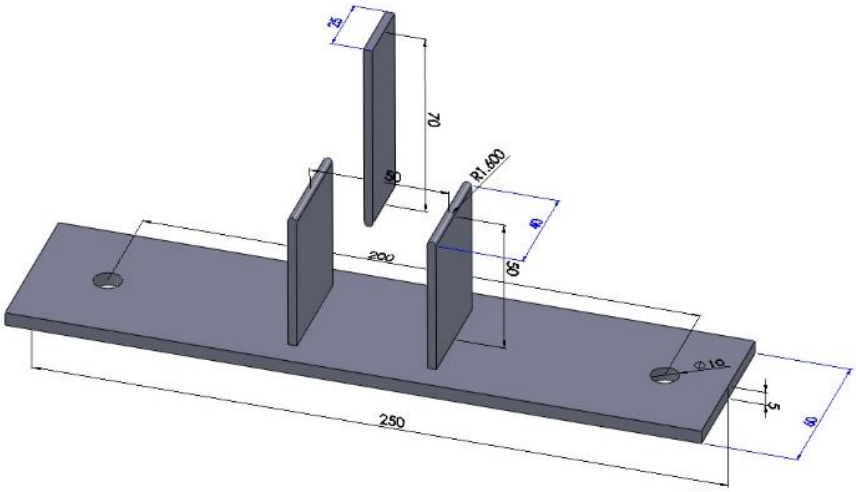
σ — отпорност на свиткување (MPa); F — максимално оптеретување (N) на примерокот; l — оддалеченост меѓу ослонците (mm); b — ширина на примерокот (mm); h — висина на примерокот (mm).

Модулот на еластичност се пресметува според формулата:

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

E – модул на еластичност (MPs); F1 — сила при дефлексија (N); d – дефлексија на силата F1 (N); l, b, и h се погоредефинирани.

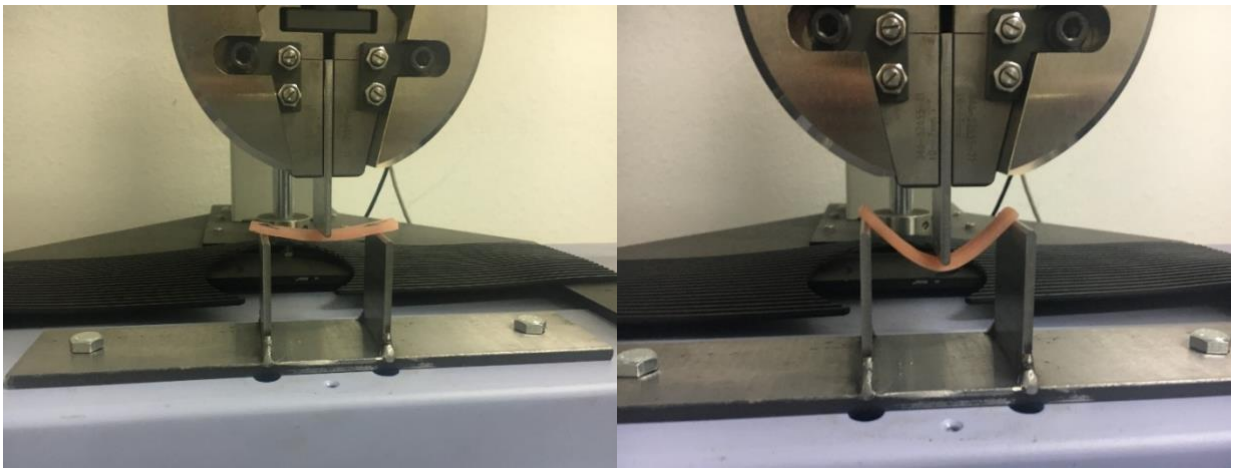
Примероците од трите испитувани групи ги поставувавме на метална основа, со две паралелни вертикално поставени плочки, чиј горен дел завршува полукружно (ја имитира формата на алвеоларниот гребен) со радиус од 1,6 mm. Растојанието меѓу центрите на полукружните горни површини на плочките е 50 mm, што одговара на растојанието меѓу протезните седла. Централниот ударен клип е поставен и прицврстен на тестирачката машина на средината меѓу вертикалните плочки (слика бр. 10).



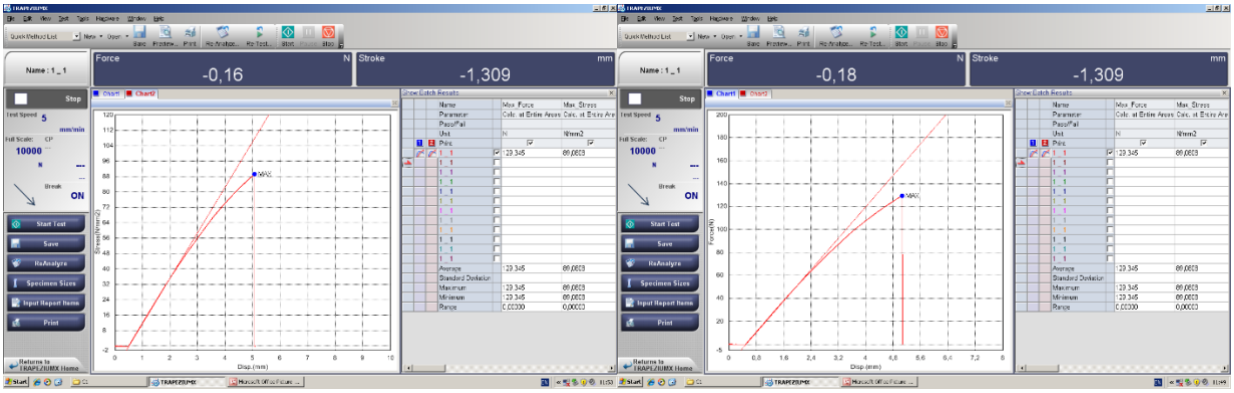
Слика 10: *Шематски приказ на метална основа за Тест на свиткување на три точки*

По поставување на акрилатниот примерок, ударниот клип се движи рамномерно 5 mm/min до моментот на кршење на примерокот (слика бр. 11).

Моментот на фрактура е кога аплицираната сила паѓа на нула. Податоците се регистрираат и софтверот автоматски ги пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност (слика бр. 12) .



Слика 11: *Акрилатен примерок поставен на основа за Тест на отпорност на свиткување: а) почетна состојба и б) состојба пред кршење на примерокот*

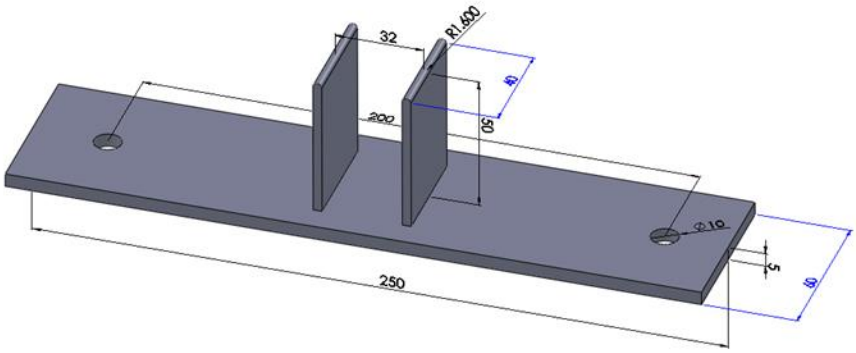


Слика 12: *Графички приказ на криви од вредноста на напонот и силата при Тест на отпорност на свиткување*

3.1.6. Протокол за испитување отпорност на кршење

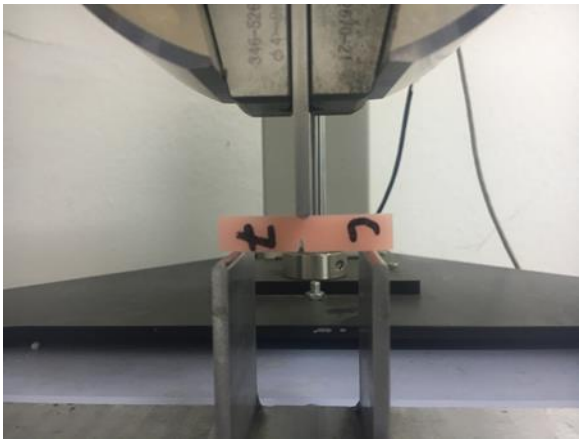
Испитувањето на отпорноста на кршење на акрилатните примероци за протезната база се изврши со Тестот на свиткување на три точки (англ. Three-point bend test), според ISO-стандардот, наречен Модифициран тест на свиткување.

Основата, која ја монтиравме за овој тест на универзалната тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), се состои од две паралелни и вертикално поставени плочки, чиј горен дел завршува полукружно со радиус од 1,6 mm. Растојанието (lt) меѓу центрите на полукружните површини на плочките е 32 mm (слика бр. 13).

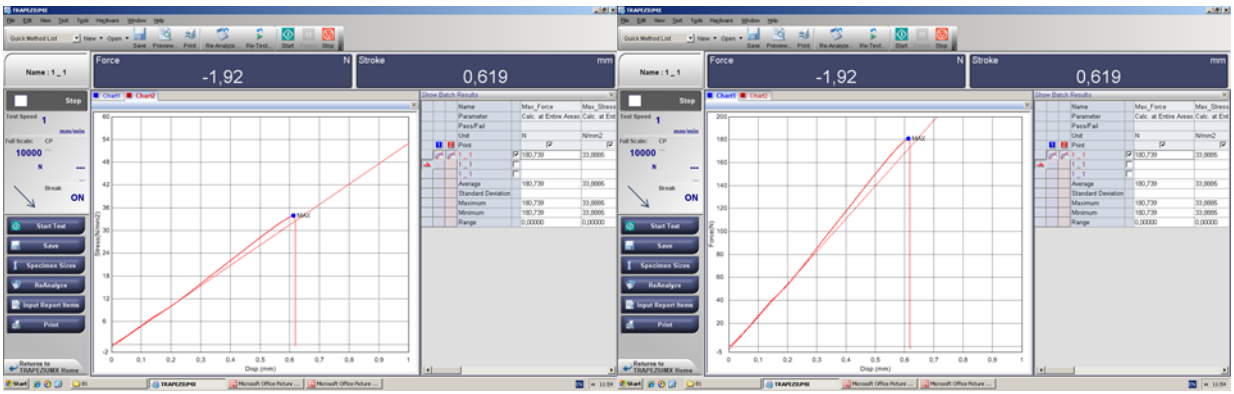


Слика 13: *Шематски приказ на метална основа за Модифициран тест на свиткување*

Акрилатните примероци ги центриравме на основата така што пукнатината да биде на долната страна на примерокот (слика бр. 14). Ударниот клип, при Тестот за цврстина на кршење, се движи рамномерно со брзина 1 mm/min и тестот се смета за завршен кога пукнатината доаѓа скоро до спротивната страна, односно кога постигнатата сила се редуцира за 5 % од максималната сила или помалку од 1 N. На компјутерскиот софтвер, поврзан со машината, се регистрираат кривите на напонот и оптеретувањето на примерокот, заедно со максималната аплицирана сила, што претставува сила на кршење (слика бр. 15).



Слика 14: *Акрилате примерок поставен на основа за Тест на отпорност на кршење*



Слика 15: *Графички приказ на криви на напон и сила при Тест на отпорност на фрактура*

Софтверот ја пресметуваше директно отпорноста на фрактура според следната формула:

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

f е геометриска функција зависна од χ:

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

Pmax е максималната сила употребена врз примерокот (N), *a'* е должина на пукнатина — 3 mm, *a* е должина на иницијалната пукнатина – 0,1 — 0,4 mm подолга од *a'*, *ht* и *bt* се наведените димензии на примерокот, а *lt e* распонот меѓу цилиндрите на кои се поставува примерокот.

3.2. Метод на статистичка анализа

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

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

Применети се следните методи:

1. Кај сериите со нумерички белези (отпорност на свиткување, модул на еластичност, максимална сила на оптоварување, отпорност на кршење) изработена е Descriptive Statistics (Mean; Std. Deviation; ±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. Корелацијата во релациите: отпорност на свиткување и модул на еластичност, максимална сила на оптоварување и отпорност на кршење, анализирана е со примена на Pearson коефициентот на корелација (r/p) и Spearman Rank Order (R/p).

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

Податоците се табеларно и графички прикажани.

3.3. Резултати од истражувањето

3.3.1. Резултати од испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност во испитувана група

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

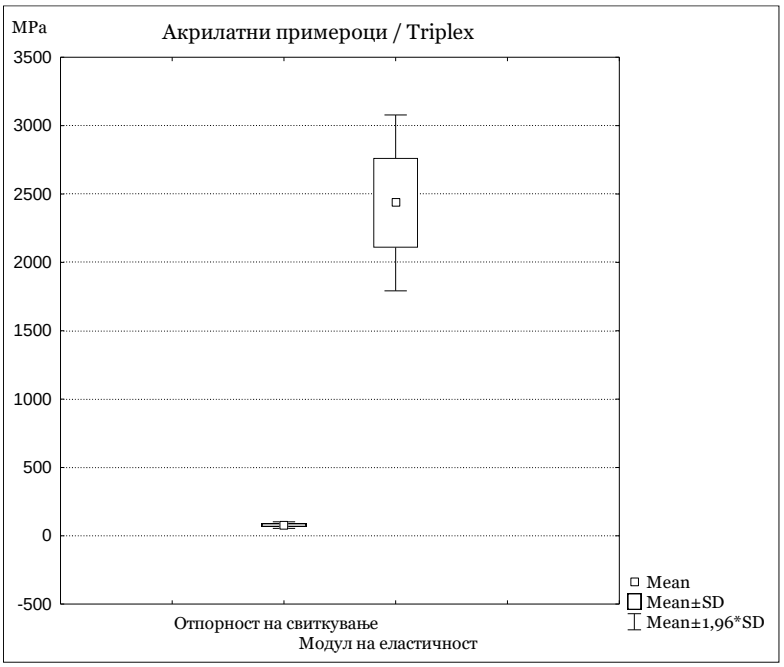
На табелата 1 и графиконот 1, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај акрилатни примероци, изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin).

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

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

Табела 1: *Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат/Triplex*

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



Графикон 1: *Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат/Triplex*

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

На табелата 2 и графиконот 2, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај акрилатни примероци, изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact).

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

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

Табела 2: *Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact)*

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

Графикон 2: *Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact)*

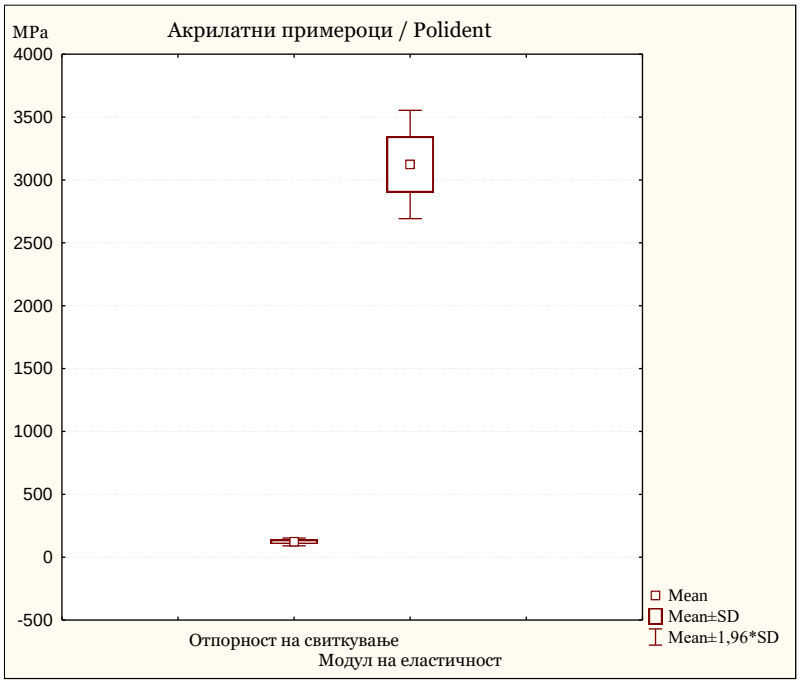
3.3.1.3. Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident)

На табелата 3 и графиконот 3, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај акрилатни примероци, изработени со CAD/CAM-технологија/Polident. Отпорноста на свиткување, кај акрилатните примероци Polident, варира во интервалот 121,53±15,87 MPa, ±конфиденс интервал: 111,45-131,62; минималната вредност изнесува 89,08 Mpa, а максималната вредност изнесува 139,31 MPa.

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

Табела 3: *Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident*

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



Графикон 3: *Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident*

3.3.2. Разлика помеѓу испитуваните групи во отпорност на свиткување и модул на еластичност

3.3.2.1. Разлика во отпорност на свиткување

На табелата 4, табелата 4.1. и графиконот 4, прикажана е разликата во отпорноста на свиткување на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

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

Табела 4: *Разлика во отпорноста на свиткување*

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

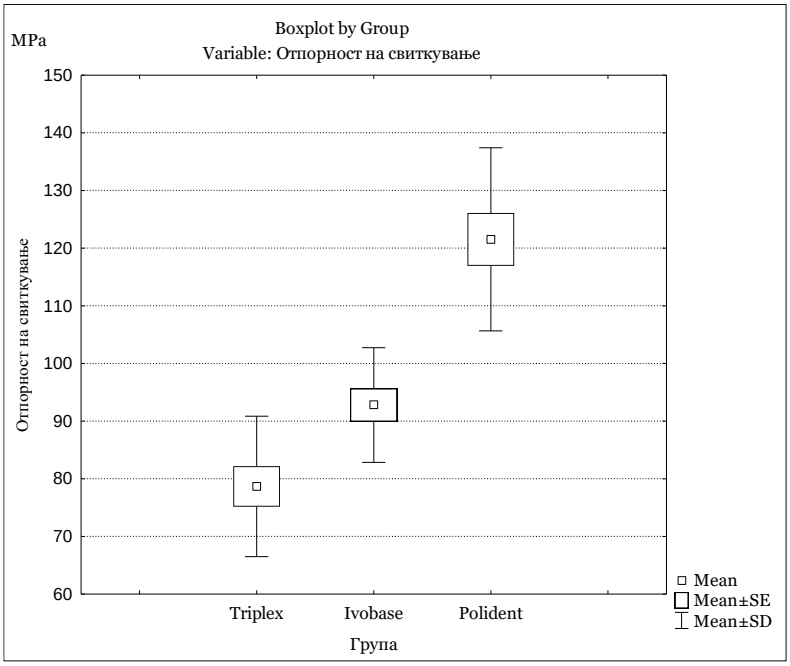
Во повеќекратна компарација на p-вредности помеѓу 3-те испитувани групи, утврдено е дека отпорноста на свиткување на акрилатните примероци, изработени од Ivobase (R: 17,83), е поголема во однос на отпорноста на свиткување на акрилатните примероци изработени од Triplex (R: 8,50), меѓутоа разликата за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

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

Табела 4.1: *Разлика во отпорноста на свиткување/Multiple Comparisons p-values (2-tailed)*

Depend.:	Triplex	Ivobase	Polident

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



Графикон 4: *Разлика во отпорноста на свиткување*

3.3.2.2. Разлика во модул на еластичност

На табелата 5, табелата 5.1 и графиконот 5, прикажана е разликата во модулот на еластичност на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

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

Табела 5: *Разлика во модулот на еластичност*

Материјал	Code	Valid	Sum of Ranks

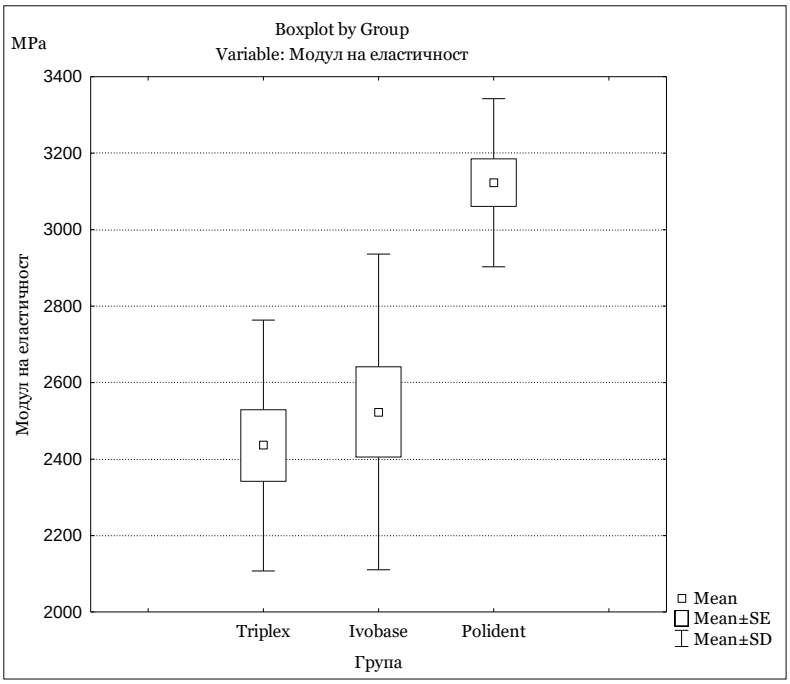
Triplex	1	12	143,50
Ivobase	2	12	174,50
Polident	3	12	348,00

Во повеќекратна компарација на p-вредности помеѓу 3-те испитувани групи, утврдено е дека модулот на еластичност на акрилатните примероци, изработени од Ivobase (R: 14,54), е поголем во однос на модулот на еластичност на акрилатните примероци изработени од Triplex (R: 11,96), меѓутоа разликата за p > 0,05(p = 1,00) не е значајна.

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

Табела 5.1: *Разлика во модулот на еластичност/Multiple Comparisons p-values (2-tailed)*

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



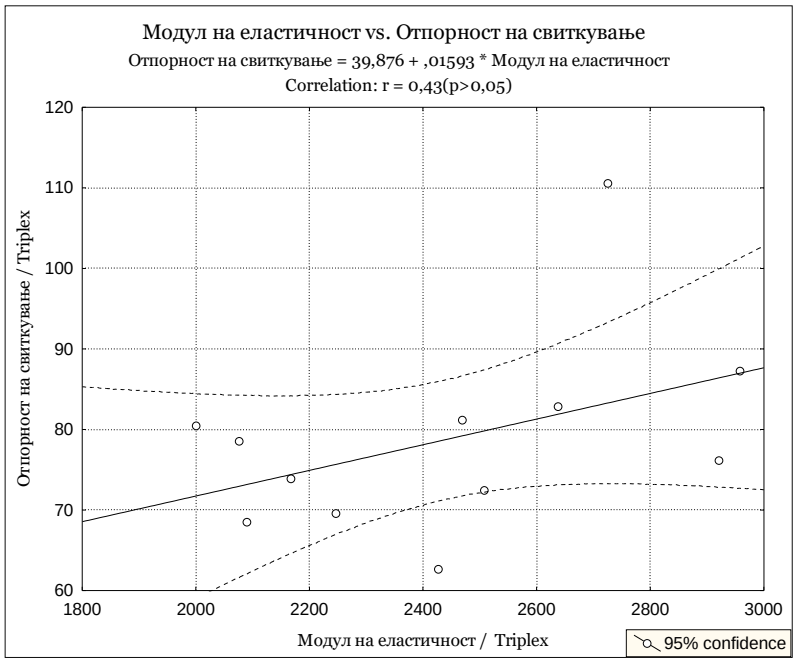
Графикон 5. *Разлика во модулот на еластичност*

3.3.3. Корелација помеѓу отпорност на свиткување и модул на еластичност во испитувана група

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

Корелацијата помеѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност, кај акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат, (SR Triplex Hot Acrylic Resin) прикажана е на графиконот 6.

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

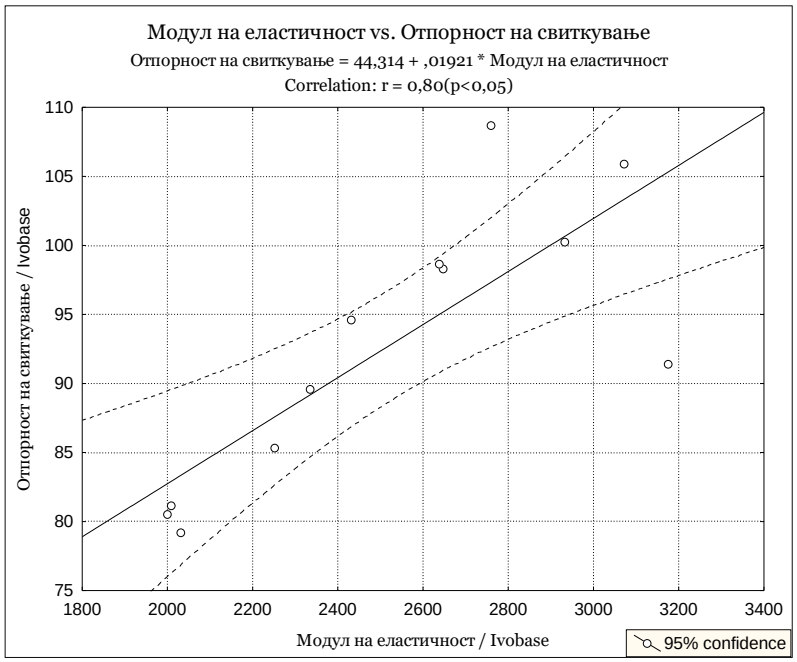


Графикон 6: *Корелација помеѓу отпорност на свиткување и тодул на еластичност/Triplex*

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

Корелацијата помеѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност, кај акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact), прикажана е на графиконот 7.

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

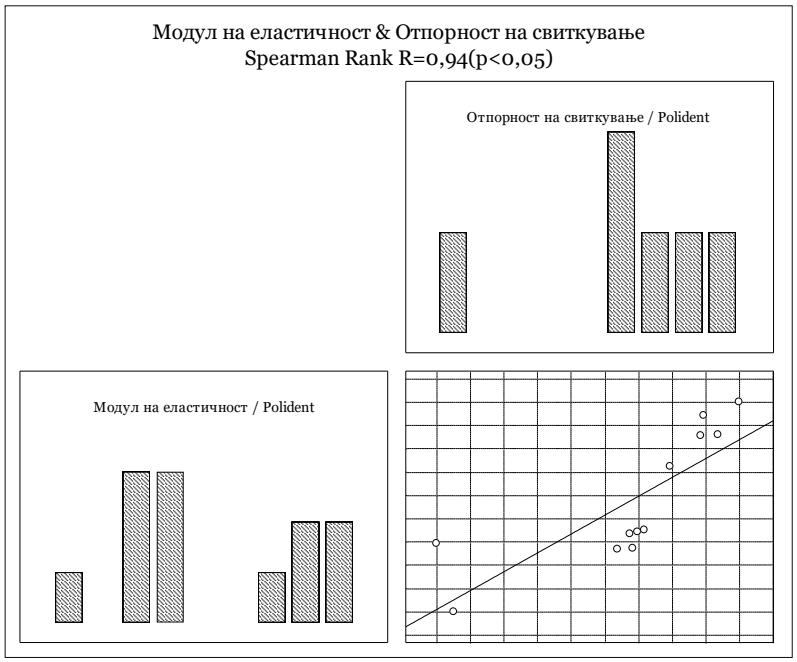


Графикон 7: *Корелација помеѓу отпорност на свиткување и тодулот на еластичност/Ivobase*

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

Корелацијата помеѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност, кај акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident), прикажана е на графиконот 8.

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



Графикон 8: *Корелација помеѓу отпорност на свиткување и тодулот на еластичност/Polident*

3.3.4. Резултати од испитување отпорност на кршење во испитувана група

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

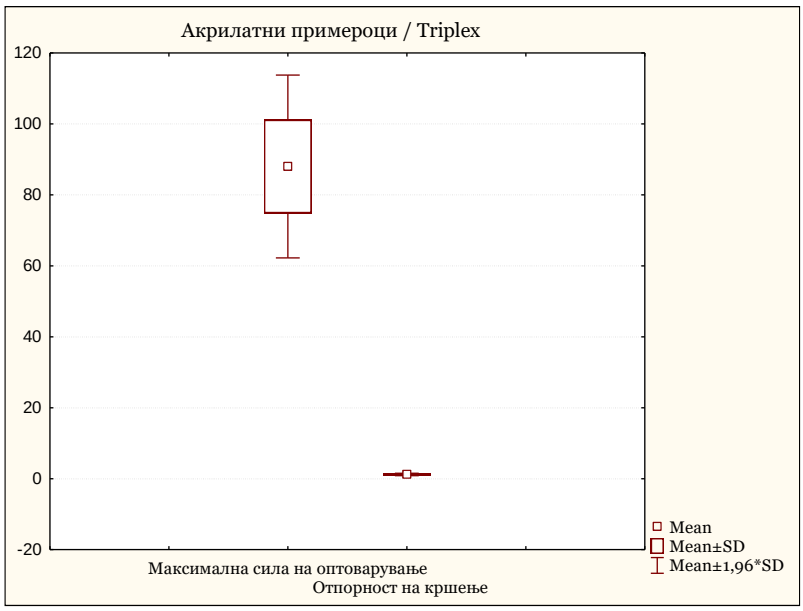
На табелата 6 и графиконот 9, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење, кај акрилатните примероци изработени со конвенционална техника со топло полимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin).

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

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

Табела 6: *Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризирачки акрилат/Triplex*

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



Графикон 9: *Акрилатни примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризирачки акрилат (Triplex)*

3.3.4.2. Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact)

На табелата 7 и графиконот 10, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење, кај акрилатните примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact).

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

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

Табела 7: *Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact)*

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

Графикон 10. *Акрилатни примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact)*

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

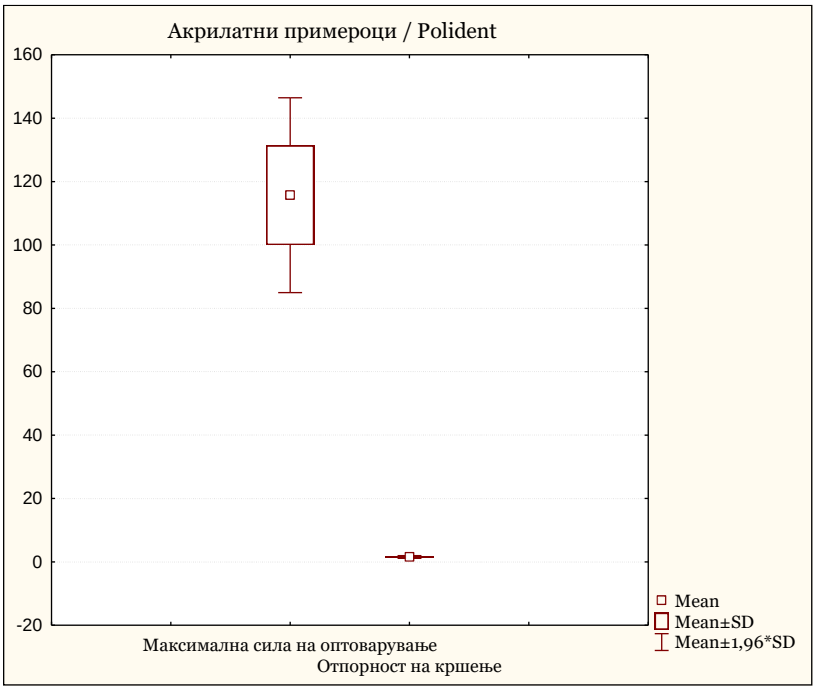
На табелата 8 и графиконот 11, прикажана е дескриптивна статистика која се однесува на максималната сила на оптоварување и отпорност на кршење, кај акрилатните примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident).

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

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

Табела 8: *Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident*

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



Графикон 11: *Акрилатни примероци изработени со CAD/CAM-технологија/Polident*

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

3.3.5.1. Разлика помеѓу испитуваните групи на максималната сила на оптоварување

На табелата 9, табелата 9.1. и графиконот 12, прикажана е разликата во максималната сила на оптоварување на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

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

Табела 9: *Разлика во максимална сила на оптоварување*

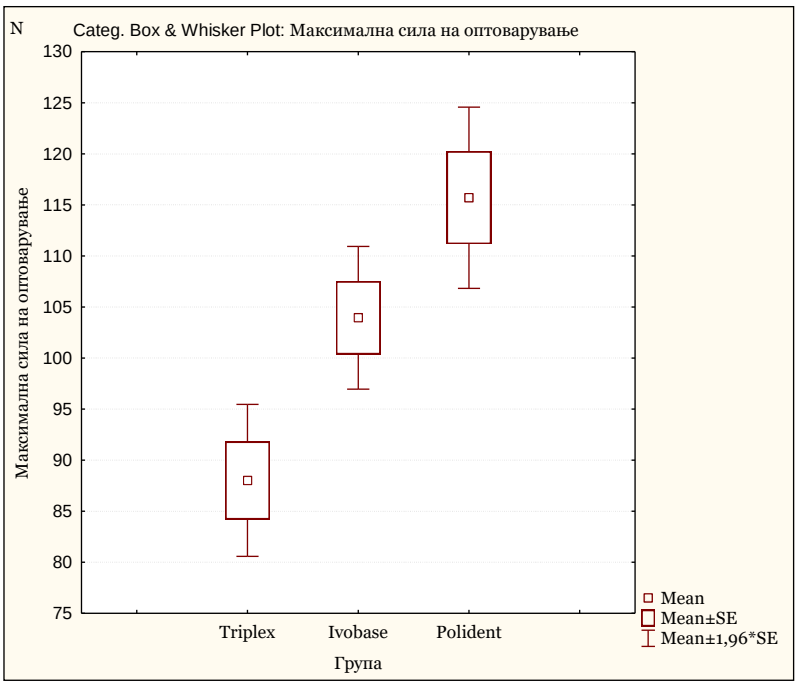
Варијабла	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	Df Error	MS Error	F	p
Максимална сила на оптоварување	4633,51	2	2316,75	6287,55	33	190,53	12,16	**0,000**

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

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

Табела 9.1: *Разлика во максимална сила на оптоварување/LSD Test*

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



Графикон 12: *Разлика во максималната сила на оптоварување*

3.3.5.2. Разлика помеѓу испитуваните групи на отпорност на кршење

На табелата 10, табелата 10.1 и графиконот 13, прикажана е разликата во отпорноста на кршење на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи. За F = 12,12 и p < 0,001 (p = 0,000) постои значајна разлика во отпорноста на кршење на акрилатните примероци помеѓу 3-те испитувани групи.

Табела 10: *Разлика во отпорност на кршење*

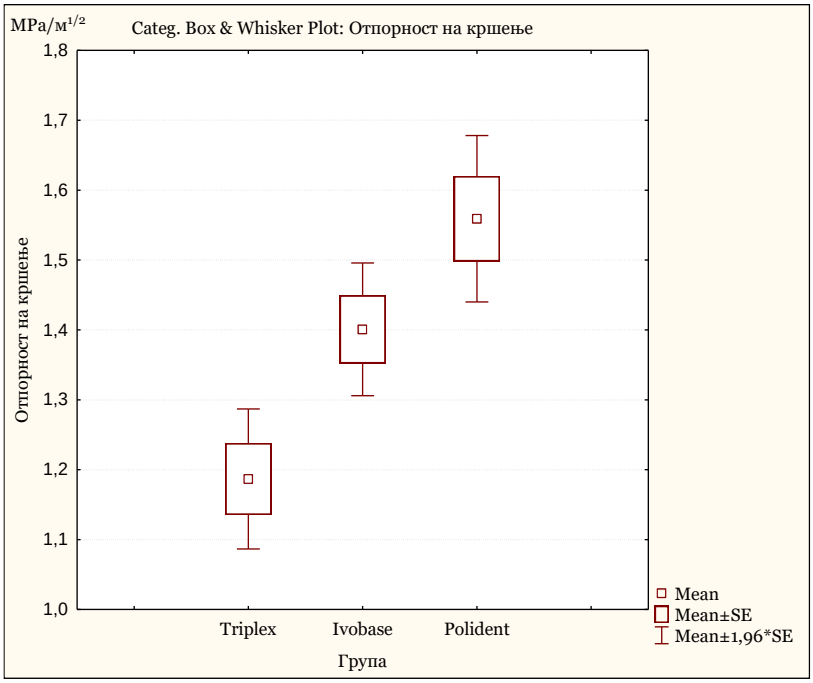
Варијабла	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	Df Error	MS Error	F	p
Отпорност на кршење	0,84	2	0,42	1,14	33	0,03	12,12	**0,000**

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

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

Табела 10.1: *Разлика во отпорност на кршење/LSD Test*

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



Графикон 13: *Разлика во отпорност на кршење*

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

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

Корелацијата помеѓу отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци изработени со конвенционална техника со топлополимеризиран акрилат (SR Triplex Hot Acrylic Resin), прикажана е на графиконот 14.

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

Графикон 14: *Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Triplex*

3.3.6.2. Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Ivobase

Корелацијата помеѓу отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци изработени со SR-Ivocap инјекциона техника (Ivobase High Impact), прикажана е на графиконот 15.

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

Графикон 15: *Корелација помеѓу отпорност на кршење и максималната сила на оптоварување кај Ivobase*

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

Корелацијата помеѓу отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување, кај акрилатните примероци изработени со CAD/CAM-технологија (Polident), прикажана е на графиконот 16.

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

Графикон 16: *Корелација на отпорноста на кршење и максималната сила на оптоварување кај Polident*

3.4. Дискусија

Изработката на ТП со CAD/CAM-технологија, која вклучува суптрактивен процес на режење на протезните бази од полимеризиран ПММА-блок, во претходно дизајнирана форма, е комплетно различна од изработката на ТП со традиционалните методи, каде неврзана ПММА акрилатна смола се обликува во форма под притисок и потоа полимеризира[59]. Самиот начин на изработка, покрај недостатоците кои се јавуваат при процесот на полимеризација, е можен извор на грешки во лабораториската постапка. Нехомогеното мешање на ПММА-материјалот, неконтролираната висока температура при процесот на полимеризација, неадекватниот притисок при обликувањето (при пресувањето на киветата) доведуваат до појава на порозности, пукнатини и деформации кои ги компромитираат механичките карактеристики на ТП, изработени со традиционалните методи [46,79, 82,83,84]. Елиминирањето на можноста за грешки, заедно со тврдењата на производителите за подобрените карактеристики на ПММА акрилатните блокови, ги наметнува очекувањата за супериорност на механичките карактеристики на CAD/CAM ТП.

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

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

Резултатите од испитувањата во оваа студија, покажуваат сигнификантно повисока отпорност на свиткување, модул на еластичност и отпорност на фрактура на CAD/CAM акрилатниот материјал, што упатува на заклучок дека начинот на изработка на CAD/CAM-блоковите за протезна база, со високи температури и висок притисок при полимеризацијата, е одговорен за подобрување на механичките карактеристики. Во согласност со овој наод се и резултатите на други студии, дека техниката на полимеризација, под висок притисок и температура, го зголемува степенот на полимеризација и го редуцира резидуалниот мономер, што следствено води до подобрување на отпорноста на материјалот[60,89,90]. Според Murakami и сор., подобрување на некои од механичките карактеристики на конвенционалните ПММА акрилатни материјали настанува кога се полимеризираат под висок притисок кој доведува до зголемување на просечната молекуларна тежина на матриксот на ПММА-полимерот, а со тоа и намалена концентрација на резидуалниот мономер и појава на внатрешна порозност[91].

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

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

Резултатите од дескриптивната статистика во оваа студија за отпорноста на свиткување на ПММА-материјалот за протезна база на сите испитувани групи покажуваат повисоки вредности, што значи дека испитуваните материјали се погодни за клиничка употреба. Средната вредност на отпорноста на свиткување е сигнификантно повисока на CAD/CAM ПММА акрилатниот материјал (121,53 MPa)

во однос на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал (92,80 MPa) и конвенционалниот топлополимеризиран ПММА (78,68 MPa).

Резултатите од повеќекратната компарација на отпорноста на свиткување помеѓу групите покажуваат сигнификантни разлики помеѓу нив. Вредноста на отпорноста на свиткување на CAD/CAM ПММА-групата е сигнификантно поголема во однос на вредностите на отпорноста на свиткување на конвенционалната ПММА-група ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) и на инјекционата ПММА- група ($p < 0,005$ [$p = 0,03$]). Овие резултати за отпорноста на свиткување се во согласност со единствените две досега објавени студии за испитување на отпорноста на свиткување на CAD/CAM ПММА-материјалот за протезна база на Aguirre и AL-Dwairi[56,61]. Понатаму во оваа студија, вредностите на отпорноста на свиткување на примероците од групата на инјекционо обликуваната ПММА се повисоки во однос на конвенционалната ПММА-група, но разликата не е значајна ($p > 0,05$ [$p = 0,09$]), што е во согласност со студијата на Gharechahi и сор., која прави компарација на ПММА акрилатните материјали, изработени со овие техники[93]. Спротивно на овие резултати, во студијата на Aguirre, топлополимеризираниот ПММА-материјал има повисока отпорност на свиткување во однос на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал[61]. Тоа може да се објасни со различниот метод на полимеризација, бидејќи во студијата на Aguirre е користена долговременската топла полимеризација, за разлика од оваа и од студијата на Gharechahi[93].

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

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

Резултатите од дескриптивната статистика на испитуваните примероци од трите групи во оваа студија, покажуваат поголеми вредности од бараните, според стандардот, што значи дека се погодни за клиничка употреба. Средната вредност на

модулот на еластичност на CAD/CAM ПММА акрилатниот материјал е сигнификантно повисока (3122,94 MPa) во однос на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал (2523,40 MPa) и на конвенционалниот топлополимеризиран ПММА-материјал (2435,58 MPa).

Резултатите од повеќекратната компарација на модулот на еластичност помеѓу трите групи покажуваат сигнификантни разлики. Вредноста на модулот на еластичност на CAD/CAM ПММА-групата е сигнификантно поголема во однос на вредноста на модулот на еластичност на конвенционалната ПММА-група ($p < 0,001$ [$p = 0,000$]) и инјекционата ПММА-група ($p < 0,01$ [$p = 0,002$]). Модулот на еластичност на инјекционо обликуваниот ПММА-материјал е повисок во однос на конвенционалниот топлополимеризиран ПММА, но разликата не е значајна ($p > 0,05$ [$p = 1,00$]). Резултатите за вредностите на модулот на еластичност и разликите меѓу трите испитувани групи се во согласност со студијата на AL-Dwairi[56]. Во студијата на Aguirre, најниска вредност на модулот на еластичност има кај примероците изработени со инјекциона техника. Забележано е и дека примероците од таа група трпат поголема деформација пред да се фрактурираат[61]. Во клинички услови, понизок модул на еластичност би значел поголема можност за деформирање на ТП отколку за фрактура под дејство на силите.

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

Резултатите од Пирсоновиот тест на корелација покажуваат позитивна корелација меѓу отпорноста на свиткување и модулот на еластичност кај сите три испитувани групи, односно при зголемување на модулот на еластичност за 1 MPa, отпорноста на свиткување се зголемува за 0,02 MPa. При тоа, кај конвенционалниот ПММА акрилатен материјал е утврдена умерено јака позитивна незначајна корелација. Кај групите изработени со инјекциона и CAD/CAM-техника, во

испитуваниот однос е утврдена многу јака позитивна значајна корелација. Високата корелација меѓу двата тестирани параметри е битна за процена на механичките перформанси на протезните бази во клинички услови и за контрола на квалитетот на материјалите[53].

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

Максималната сила на оптоварување ја квантифицира отпорноста на материјалот на фрактура[63]. Според повеќе автори, кај носителите на ТП, силата на џвакопритисокот во регијата на премоларите и моларите се движи околу 45 N и не ја преминува вредноста од 59 N [103, 104].

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

Истата противречност се јавува и при споредба на отпорноста на кршење во двете студии. Во оваа студија, отпорноста на кршење на CAD/CAM ПММА-примероците (1,56 MPa $m^{1/2}$) е значајно поголема во однос на ПММА-примероците изработени со инјекциона техника (1,40 MPa $m^{1/2}$) и со конвенционална техника

(1,19 MPa $m^{1/2}$). Отпорноста на кршење на ПММА-примероците изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните е сигнификантно поголема. Пониската отпорност на кршење кај конвенционалните ПММА-акрилати, значи дека се поосетливи на оптеретување во присуство на површински пукнатини и полесно доаѓа до фрактура на ТП. Иако од ТП се очекува да немаат површински пукнатини, сепак при мануелната работа се случуваат неправилности кои ја нарушуваат структурата на материјалот и доведуваат до појава на порозности, нечистотии и нехомогеност[105]. Во студијата на Steinmassl O., само две од петте групи на CAD/CAM ПММА-материјали покажуваат сигнификантно поголема отпорност на кршење во однос на конвенционалните групи, а разликата во отпорноста на кршење помеѓу групата со најдобри и најлоши перформанси е повеќе од 100 %[63]. Претпоставка од нивната студија е дека разликите во механичките карактеристики повеќе зависат од составот на материјалот отколку од индустриското производство на CAD/CAM ПММА-блоковите за протезна база.

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

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

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

4. ЗАКЛУЧОК

Врз основа на добиените резултати, нулта хипотезата, поставена во оваа студија, е отфрлена. Постои сигнификантна разлика во механичките карактеристики на ПММА полимерните материјали за протезна база меѓу трите испитувани техники.

Истражувањата во оваа студија во целост ја исполнија зацртаната цел и од тоа произлегоа следните заклучоци:

1. Отпорноста на свиткување на CAD/CAM ТП е сигнификантно поголема во однос на ТП изработени со конвенционална- и со инјекциона техника. ТП изработени со инјекциона техника имаат повисока отпорност на свиткување во однос на ТП изработени со конвенционална техника, но разликата не е сигнификантна;
2. Модулот на еластичност на CAD/CAM ТП е сигнификантно поголем во однос на ТП изработени со конвенционална- и со инјекциона техника. ТП изработени со инјекциона техника имаат незначајно повисок модул на еластичност во однос на ТП изработени со конвенционална техника;
3. Максималната сила на оптоварување на CAD/CAM ТП е значајно поголема во однос на ТП изработени со инјекциона- и конвенционална техника. Максималната сила на оптоварување на ТП изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните е сигнификантно поголема;
4. Отпорноста на кршење на CAD/CAM ТП е значајно поголема во однос на ТП изработени со другите две техники. Отпорноста на кршење на ТП изработени со инјекциона техника во однос на конвенционалните ТП е сигнификантно поголема и
5. ТП изработени со сите три техники имаат повисоки вредности за механичките карактеристики од бараните за клиничка употреба.

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

Подобрените механички карактеристики на CAD/CAM ТП би значеле намалување на високата инциденца на фрактури на ТП, посебно кај пациентите со јака мастикаторна мускулатура или во случаи каде што има повторувани фрактури

на ТП. Понатаму, повисоките вредности на некои од механичките карактеристики на CAD/CAM ТП ја превенираат деформацијата на протезната база под дејство од мастикаторните сили, што би имало позитивно влијание на интегритетот на алвеоларните гребени.

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

ЛИТЕРАТУРА

(1) Polzer I, Schimmel M, Müller F, et al. *Edentulism as part of the general health problems of elderly adults*. Int Dental J, 2010, 60: 143-55;

(2) Saponaro PC, Yilmaz B, Johnston W, Heshmati RH, McGlumphy EA. *Evaluation of patient experience and satisfaction with CAD/CAM-fabricated complete dentures: A retrospective survey study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(4): 524-8;

(3) Peyton FA. *History of resins in dentistry*. Dent Clin North Am, 1975, 19(2): 211-22;

(4) ISO 20795-1: 2013 *Dentistry — Base polymers: Part 1: Denture base polymers*, International Organization for Standardization;

(5) Jerolimov V i suradnici. *Osnove stomatoloskih materijala*. Stomatoloski fakultet Zagreb, 2005, ISBN 953-96287-6-8; p.89;

(6) Kawara M, Komiyama O, Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, & Nemoto K. *Distortion Behavior of Heat-activated Acrylic Denture-base Resin in Conventional and Long, Low-temperature Processing Methods*. Journal of Dental Research, 1998, 77(6): 1446–1453;

(7) Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 12th ed. Louis: Elsevier, 2013.

(8) Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. *Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin*. J Prosthet Dent, 1988, 60: 394-8;

(9) Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. *The reinforcement of dentures*. J Oral Rehabil, 1999, 26: 185—194;

(10) Hedzelek W, Gajdus, P. *Comparison of mechanical strength of palatal denture bases made from various plastic materials*. Int J Prosthodont, 2006, 19: 193—194;

(11) Infante L, Yilmaz B, McGlumphy, Finger I. *Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology*. J Prosthet Dent, 2014, 111: 351-5;

(12) Guguvchevski Lj, Dejanoski K, Veleski D. *Klinika na Totalno proteziranje*. Ein-Sof, 2003, *Predgovor*;

(13) Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. *Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives*. J Prosthet Dent, 2013, 109: 361-6;

(14) Dankwort CW, Weidlich R, Guenther B, Blaurock JE. *Engineers' CAx education-it's not only CAD*. Computer-Aided Design, 2004, 36: 1439-50;

(15) Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. *CAD/CAM complete dentures: A review of two commercial fabrication systems*. J Calif Dent Assoc, 2013, 41: 407-16;

(16) Bilgin MS, Erdem A, Aglarci OS, Dilber E. *Fabricating complete dentures with CAD/CAM and RP technologies*. J Prosthodont, 2015, 24: 576-9;

(17) Kattadiyil MT, AlHelal A. *An update on computer-engineered complete dentures: a systematic review on clinical outcomes*. J Prosthet Dent, 2016, 117(4):478-85;

(18) Baba NZ, AlRumaih HS, Goodacre BJ, Goodacre CJ. *Current techniques in CAD/CAM denture fabrication*. Gen Dent, 2016, 64: 23–28;

(19) Solaberrieta E, Garmendia A, Brizuela A, Otegi J.R, Pradies G, Szentpétery A. *Intraoral digital impressions for virtual occlusal records: Section quantity and dimensions*. BioMed Res. Int. 2016, 2016: 1–8;

(20) Fang, Jing-Huan et al. *Digital intraoral impression technique for edentulous jaws*. Journal of Prosth Dent, 2018, 119(5): 733–735;

(21) Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. *Complete denture fabrication supported by CAD/CAM*. J Prosthet Dent, 2016, 115(5): 541-6;

(22) Akin H,Tugut F,Polat ZA. *In vitro comparison of the cytotoxicity and water sorption of two different denture base systems*. Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists, 2015, 24: 152–155;

(23) Chaves CA, Machado AL, Vergani CE, de Souza RF, Giampaolo ET. *Cytotoxicity of denture base and hard chairside reline materials: A systematic review*. J Prosthet Dent, 2012, 107: 114-12;

(24) Sears, V.H. *Developments in the denture field during the past half century*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1958, 8(1): 61–67.

(25) Tandon R, Gupta S, Agarwal SK. *Denture base materials: From past to future*. Indian Journal of Dental Sciences, 2010, 2(2): 33–39.

(26) Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. *A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures*. Int J Prosthodont, 1994, 7: 17–21;

(27) Masri R, Driscoll CF. *Clinical applications of digital dental technology*. Wiley Blackwell, 2015;

(28) Grant A A. *Problems with polymers in Dentistry*. Br Polymer J, 1978, 10: 241–244;

(29) Ling BC. *A three-visit, complete denture technique utilizing visible light-cured resin for tray and base plate construction*. Quintessence International, 2004, 35(4): 294–298;

(30) Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. *A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabricatio*. Eur J Dent, 2016, 10: 286-91;

(31) Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. *Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM*. J Oral Rehabil, 1997, 24: 540-8;

(32) Sun Y, Lu P, Wang Y. *Study on CAD&RP for removable complete denture*. Comput Methods Programs Biomed, 2009, 93: 266-72;

(33) Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. *Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures*. Dent Mater J, 2011, 30: 93-6;

(34) Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. *Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping*. Dent Mater J, 2012, 31: 40-6;

(35) Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. *CAD/CAM fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data*. J Prosthet Dent, 2012 Jan, 107(1): 34–46;

(36) Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil, MT. *Comparison of complete denture base adaptation between CAD/CAM and conventional fabrication techniques*. J Prosthet Dent, 2016, 116: 249–256;

(37) Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. *Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures*: *A cross-sectional study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(3): 431–435;

(38) Saponaro PC, Yilmaz B, Johnston W, Heshmati RH, McGlumphy EA. *Evaluation of patient experience and satisfaction with CAD-CAM-fabricated complete denture: A retrospective survey study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(4): 524–528;

(39) Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. *Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting*. J Prosthet Dent, 2015, 114: 818-25;

(40) Schwindling FS, Stober T. *A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study*. J Prosthet Dent, 2016, 116(5): 756–763;

(41) Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo C. *Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: clinical and patient-centered outcomes*. J Prosthet Dent, 2016, 115: 578-86;

(42) Artopoulos A, Juszczyk 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, Lümkemann 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, BDLoad. <http://www.baltic-denture-system.de;

(75) Pink CAD-CAM Disc. <https://www.polident.si;

(76) IvoBase CAD. <https://www.ivoclarvivadent.com;

(77) VITA Vionic Base. <https://www.vita-zahnfabrik.com;

(78) Frejlich S, Dirckx JJ, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. *Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete denture bases*. Int J Prosthodont, 1989 May-Jun, 2(3): 272-9;

(79) Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. *Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures*. J Prosthet Dent, 1999, 81: 300–304;

(80) Strohaver RA. *Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures*. J Prosthet Dent, 1988, 60:394-8;

(81) Hugget R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. *Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture basis*. J Prosthet Dent, 1992, 68: 634-40;

(82) Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. *Dimensional changes occurring in dentures during processing*. J Am Dent Assoc, 1960, 61: 413–430;

(83) Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. *Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature*. J Prosthet Dent, 1981, 45: 598–601;

(84) Sanders JL, Levin B, Reitz PV. *Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath*. Quintessence Int, 1991, 22: 181–186;

(85) Nejatian T, Johnson A, Noort R.V. *Reinforcement of Denture Base Resin*. Advances in Science and Technology, 2009, 49: 124–129;

(86) Krstić M, Petrović A, Sinobad D.S, Stošić Z. *Stomatološka protetika — Totalna proteza*. Velarta, 2006, 13–71;

(87) Diaz-Arnold A, Vargas M, Shaull K, Lafoon J, Qian F. *Flexural and fatigue strengths of denture base resin*. Journal of prosthetic dentistry, 2008, 100: 47–51;

(88) Gurbuz O, Unalan F, Dikbas I. *Comparative study of the fatigue strength of five acrylic denture resins*. Journal of mechanical behavior of biomedical materials, 2010, 3(8): 636–639;

(89) Kawaguchi T, Lassila LV, Sasaki H, Takahashi Y, Vallittu PK. *Effect of heat treatment of polymethyl methacrylate powder on mechanical properties of denture base resin*. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 39: 73-8;

(90) Gad MM, Fouda SM, ArRejaie AS, Al-Thobity AM. *Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases*. J Prosthodont, 2019 Apr, 28(4): 458–465;

(91) Murakami N, Wakabayashi N, Matsushima R, et al. *Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin*. J Mech Behav Biomed Mater, 2013, 20: 98–104;

(92) Raut A, Rao PL, Vikas B, Ravindranath T, Paradkar A, Malakondaiah G. *An in vitro study to compare the transverse strength of thermopressed and conventional compression-molded polymethylmethacrylate polymers*. Indian J Dent Res, 2013, 24: 356–362;

(93) Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi M. *Flexural strength of acrylic resin denture bases processed by two different methods*. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects, 2014, 8: 148-52;

(94) Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. *Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins*. Acta Odontol Scand, 2011, 69: 75–79.

(95) McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, 8th ed. Blackwell Science, Oxford, p.97;

(96) Ucar Y, Akova T, Aysan I. *Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials*. J Prosthodont, 2012, 21: 173–176;

(97) Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. *Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers*. Dent Mater, 1989, 5: 2–5;

(98) Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI. *Some flexural properties of a nylon denture base polymer*. J Oral Rehabil, 2005, 32: 65–71;

(99) Uzun G, Hersek N. *Comparison of the fracture resistance of six denture base acrylic resins*. J Biomater Appl, 2002, 17: 19–29;

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

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

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

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

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

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