

**УНИВЕРЗИТЕТ „ГОЦЕ ДЕЛЧЕВ“ – ШТИП**

Факултет за медицински науки

Втор циклус на студии

Стручна специјализација по фиксна протетика



Галаба Вереса-Димова

**АНАЛИЗА НА ДИМЕНЗИОНАЛНАТА СТАБИЛНОСТ НА  
ЕЛАСТОМЕРНИ СИЛИКОНСКИ ОТПЕЧАТОЧНИ МАСИ**

**СПЕЦИЈАЛИСТИЧКИ ТРУД**

**Штип, 2015 година**

---

## Наслов

### Анализа на димензионална стабилност кај еластомерни силиконски отпечаточни маси

#### Краток извадок

Земањето на отпечаток е првата фаза во индиректното изработување на фикснопротетичката реставрација и изборот на отпечаточна маса која ги задоволува барањата за точно и прецизно отпечатување е од големо значење.

Цел на ова истражување е да се измери и спореди димензионалната стабилност на адисионите и кондензационите еластомерни силиконски отпечаточни материјали во различен временски период и да се потенцира важноста за излевање на отпечатокот во рок од 30 минути до 2 часа после земањето на отпечатокот. За анализата на димензионалната стабилност се користеа најчесто употребуваните еластомерни силиконски отпечаточни материјали со кои се зема отпечаток за изработување на фикснопротетички реставрации-кондензационен силикон и адисионен силикон. Од фантомски модел со препарирани забни трупчиња, со стандардна лажица се зема по еден отпечаток од двата типа силиконски маси кои се излеваа со супер тврд, жолт гипс во различни временски периоди-веднаш после земањето на отпечатокот, после 4 часа, после 12 часа и после 48 часа. На добиените модели, се вршеше мерење во претходно одбележани места на препарираните забни трупчиња во буко-орален и мезио-дистален правец со помош на микрометарска завртка која има точност при мерење од 0,01 mm. Димензионалните промени помеѓу моделот и неговите репродукции настанаа како последица на димензионалната нестабилност на отпечаточниот материјал. Разликата беше поголема кај отпечатокот земен со кондензационен силикон (0.78%), отколку кај отпечатокот земен со адисионен силикон (0.30%).

---

И двата типа отпечаточни материјали покажаа задоволителни резултати во однос на димензионалната стабилност и промените не беа поголеми од 1.08%.

**Клучни зборови:** отпечаточен материјал, отпечаток, гипс, фантомски модел, фикснопротетичка реставрација, димензионални промени.

---

## Title

# **Analisa of the dimensional stability of elastomeric silicone impression materials**

## Abstract

Taking an inprint is the first stage of indirect fixprosthethics restoration and preparation and choosing impression material that fulfils the requirements for accurate and precise printing is of great importance.

The aim of this research is to responds to the measure and compare the dimensional stability of the additional and condensation elastomeric silicons impression materials in a different time sequence and to highlight the importance of the outpouring of print within 2 hours, after taking the print.

For analysis of dimensional stability were most commonly used elastomeric silicone impression materials that take inprints for drafting restorations- condensation silicone and an addition silicone. From phantom model with stuffed dental nog, with standard spoon is taken after each imprint of the two types of silicone masses which are overflowing with super hard, yellow plaster in different time periods, immediately after taking the impression, after 4 hours, after 12 hours after 48 hours. The obtained models have been measured in previously marked places of stuffed dental nog in buccal-oral and mesia-distal direction using micrometers screw that has a measurement accuracy of 0,01 mm. Dimensional changes between the model and its reproductions resultied from the dimensional instability impression material. The difference was greater in print taken with condensation silicone (0.78%), compared to the inprint taken with an additional silicone (0.30%).

Both impressional materials showed satisfactory results in terms of dimensional stability and did not change more than 1.08%.

**Keywords:** impression material, print, plaster, phantom model, restoration, dimensional changes.

---

## Содржина

1. Вовед.....	6
2. Преглед на литературата.....	9
2.1. Реолошки својства на материјалите.....	10
2.2. Класификација на отпечаточните материјали.....	12
2.3. Барања кои треба да ги исполнат отпечаточните маси.....	13
2.4. Дезинфекција на отпечаточните материјали.....	14
2.5. Фактори кои влијаат на димензионалната стабилност на еластомерните отпечаточни маси.....	15
2.6. Физички својства на еластомерите.....	16
2.7. Еластомерни силиконски отпечаточни материјали.....	17
3. Цел на специјалистичкиот труд.....	22
4. Материјал и метод за работа.....	24
5. Резултати.....	33
5.1. Резултати од премерување на препарираните премолари и молари на моделите добиени од отпечатокот од кондензационен силикон .....	34
5.2. Резултати од премерување на препарираните премолари и молари на моделите добиени од отпечатокот од адicioneн силикон .....	40
6. Дискусија.....	47
7. Заклучок.....	58
8. Користена литература.....	60

---

## **Вовед (Introduction)**

---

## 1. Вовед (Introduction)

Отпечаточните материјали се користат за добивање на негативен одраз од забите и забните редици и од меките ткива во усната празнина. За да се изработи една фикснопротетичка конструкција потребно е земање прецизен отпечаток од препарираниите заби (негатив), кој ги содржи сите прецизни и точни информативни податоци кои овозможуваат идентично пренесување на ситуацијата од устата на пациентот.

Со излевањето на негативот со супер тврд гипс се добива работен модел (позитив) (24,18).

Работниот модел ги претставува точно и прецизно сите параметри на протезното поле - анатомски структури (заби, алвеоларни гребени, гранични зони), оклузо-артикулационите односи меѓу двете вилицы и забните редици (18).

Отпечаточните материјали во пластична состојба се внесуваат во устата на пациентот со соодветна лажица, додека стврднувањето се одвива со хемиска реакција или со ладење на отпечаточниот материјал за релативно кратко време. Отпечаточните материјали кои се со ниска вискозност помалку ги компресираат и поместуваат меките ткива и се нарекуваат мукостатични, за разлика од вискозните материјали кои се мукокомпресивни (12).

Врз точноста на отпечатоците влијаат голем број фактори.

Основните карактеристики кои треба да ги имаат отпечаточните материјали се прецизноста, бидејќи од неа зависи прецизноста на реставрацијата. За постигнување на што поголема прецизност важни се реолошките својства на отпечаточниот материјал кои овозможуваат да во текот на внесувањето во устата, отпечаточниот материјал е со доволно ниска вискозност за да се отпечатат прецизно и најситните детали и затоа мора да имаат одредено време за работа во тек на кое нема зголемување на вискозността. Димензионалната стабилност е врзана за реакцијата на врзување и мора да биде со незначителни промени исто како и

---

димензионалните промени на отпечатокот до неговото излевање. Отпечаточниот материјал мора да биде еластичен при вадењето од устата за подминирани места да останат отпечатени без дисторзија, да е компатибилен со материјалите за излевање на отпечатоци, да има едноставна примена, да е нетоксичен и антиалерген, со пријатен мирис и вкус, да има кратко време на врзување и лесно да се вади од устата, хемиски инертен во однос на усната празнина (23,18).

Отпечаточните маси треба да имаат можност да се дезинфицираат за да не бидат извор на зараза во лабораторијата и да се економични, со пристапна цена (25).

Составот на отпечаточниот материјал и видот на хемиската реакција одредуваат за колку време е потребно да се излее отпечатокот.

Точноста на отпечаток и неговата стабилност во различните услови се основа за прецизност на дефинитивната реставрација (21).



---

**Преглед на литературата (Review of the literature)**

---

## 2.Преглед на литературата (Review of the literature)

### 2.1. Реолошки својства на материјалите

Реологијата е научна дисциплина која ги изучува квалитативните и квантитативните деформации на телата кои настануваат при дејство на различни по сила и интензитет оптоварувања. Секој материјал се карактеризира со различни реолошки својства. Според нив се определува однесувањето на материјалот под влијание на механичките дејства во зависност од физичко-хемиската средина во кој се наоѓа.

Во реологијата централно место има времето, во текот на кое надворешните фактори имаат влијание врз материјалите. Времето е различно кај различни материјали. Кај материјалите во гасовита или течна состојба промените настануваат после секунди или минути, кај китастите или тестести за саати или денови, кај тврдите за години или векови.

Реолошкото однесување на материјалите зависи од:

- својството еластичност – вискозност – пластичност,
- линеарната или нелинеарна зависност при деформација,
- физичката состојба на материјалот-тврда, течна или тестеста.

Во зависност од овие својства материјалите можат да се класифицираат:

1. Еластични тврди тела-има голема зависност меѓу влијанието и големината на деформацијата.
2. Еластично-вискозни тврди тела-имаат својства на еластични тврди тела, но при одредени оптоварувања покажуваат знаци на вискозност.
3. Вискозно-еластични течности-имаат својства на вискозни течности, но имаат и својства на еластичност за време на оптоварување.

- 
4. Вискозни течности-кај нив постои зависност меѓу силата и брзината на деформацијата во определена точка. Еластомерните отпечаточни материјали во прв момент се вискозни течности, потоа поминуваат во високо-еластични и на крај во еластично тврда состојба.
  5. Пластични тела-тие покажуваат пластична деформација, но само после одреден праг на натоварување.

*Флуентноста* е својство на даден материјал да ја променува деформацијата со тек на време. Ако некој материјал е изложен доволно долго време на некој вид механичко дејство, тој се наоѓа под притисок и после притисокот добиената деформација почнува да се враќа, во почетокот брзо, а потоа бавно. Во зависност од својствата на материјалот и притисокот, многу ретко се достигнува почетната состојба и обично доаѓа до трајна деформација.

*Пластичноста* е својство на материјалите да се преоформуваат под дејство на надворешна сила. Причините за пластичноста се бараат во природата на материјалот, границата на оптоварување, нивото на температурата и времетраењето на приложеното дејство.

Сите стоматолошки материјали во текот на обработката се потчинуваат на законите на реологијата. За да се земе отпечаток со помош на термопластична маса, под дејство на загревање масата поминува од тврда во вискозна состојба, а после ладењето повторно поминува во тврда состојба. Еластомерите под влијание на хемиски активатори поминуват од вискозно тестаста тела во еластично тврди тела.

Реолошкото однесување на стоматолошките материјали е во директна зависност од нивните физички и хемиски својства, под влијание на времето. Затоа треба да се истакне значењето на следните фактори:

- условите на чувањето на материјалот
- влијанието на влажноста или пресушувањето
- промени во температурниот режим, рок на траење (11).

---

## 2.2. Класификација на отпечаточните материјали

Според состојбата во која се наоѓаат по врзувањето се делат на:

### I. Тврди отпечаточни маси

1. гипс за отпечатување
2. цинкоксид еугенол пасти
3. акрилатни маси за отпечатување

### II. Пластични отпечаточни маси

1. термопластични маси
2. восоци за отпечатување
3. гутаперка
4. шеллак базни плочи

### III. Еластични отпечаточни маси

1. хидроколоиди
  - 1а. реверзибилни
  - 2б. иреверзибилни и хидроколоидни маси
2. еластомерни, гуменести маси за отпечатување
  - 2а. полисулфиди
  - 2б. силикони
  - 2в. полиетри, полимери

### IV. Маси за дублирање

Според начинот на кој доаѓа до нивно стврднување се делат на:

1. Хемопластични, стврднуваат по пат на хемиска реакција
2. Термопластични, стврднуваат со намалување на температурата
3. Еластични, стврднуваат или по пат на хемиска реакција или со промена на температурата, но по стврднувањето остануваат еластични (11, 12).

---

Еластомерните материјали според нивните својства се класифицираат и според интернационални стандарди, а во Европа најкористени се:

- ISO 4823 International Standard,
- DIN13913 Deutsches Institut fuer Normung,
- BSI 4269 British Standards Institution.

Наведените стандарди ги класифицираат еластомерните материјали во типови и категории според конзистенцијата и најважните својства (времето на мешање, времето за работа, прецизноста, отпорност на деформации, компатибилност) (10).

Во САД се употребуваат стандарди на Американското стоматолошко здружение, Спецификација бр.19 (The American Dental Association ANSI\ADA, Specification №. 19), Еластомерни денални отпечаточни материјали (Elastomeric Dental Impression Materials). Според овој стандард се разликуваат три типа според хемискиот состав и три класи според вискозноста:

Тип I – полисулфиди	Класа 1 – густа вискозност
Тип II – силикони	Класа 2 – средна вискозност
Тип III – полиетери	Класа 3 – ретка вискозност

Во нашата пракса најмногу употребувани отпечаточни маси се силиконските еластомерни маси (1).

### **2.3. Барања кои треба да ги исполнат отпечаточните маси**

За да се добие квалитетен отпечаток, материјалот треба да одговара на редица барања од медицинско-биолошка и технолошка гледна точка:

#### **I. Медицинско-биолошки**

1. Безбедност-неможност од повреди на живите ткива од хемиски, термичен, механичен, алергиски и друг карактер;
2. Стерилност-квалитетот на отпечаточниот материјал да не е погодна подлога за микроорганизми или нивни спори;

---

3. Брзо стврднување, максимум до 5 минути, за да се намали можноста од гадење и повраќање.

## II. Технички

1. Да се обработуваат лесно, без специјални уреди и инструменти;
2. Да овозможуваат доволно време за работа со нив;
3. Да имаат добра еластичност;
4. Да даваат точен и прецизен отпечаток;
5. Да не се деформираат при ослободувањето од усната празнина;
6. Да не ја променуваат линиската и обемната стабилност;
7. Да не се лепат по забите и протезното поле;
8. Да се компатибилни со материјалите за добивање работен модел;
9. Да се дезинфицираат (11).

Точноста на отпечаток и неговата стабилност во различните услови се основа за прецизност на дефинитивната реставрација (33).

### **2.4. Дезинфекција на отпечаточните материјали**

Отпечаточните материјали можат да претставуваат пат за ширење на инфективни заболувања. Отпечатокот прво се мие со вода околу 30 секунди за да се отстрани плунката или евентуално остатоци од крв. После тоа се користат различни препарати на хлор, јодоформ, формалдехид.

Се користат различни методи за дезинфекција како стерилизација во автоклав, микробранова печка, со УВ зрачење, средства за дезинфекција, спрејови, дезинфекција на излеаните модели или преку средства за дезинфекција кои се додаваат на гипсот. Дезинфицирањето на отпечатокот со антимикробни средства е најсигурен и најпрактичен начин.

Самиот чин на дезинфекција може да има негативно влијание на прецизноста на отпечатокот, односно на димензионалната стабилност, и затоа изборот на дезинфициенсот и начинот на дезинфекција треба да се прави согласно упатствата на производителот на користениот материјал (26, 16,27).

---

## **2.5. Фактори кои влијаат на димензионалната стабилност на еластомерните отпечаточни маси**

Димензионалната стабилност на еластомерите има директно влијание на прецизноста и издржливоста на идната ресраврација и е карактеризирана од голем број фактори:

1. Завршувањето на хемиската реакција;
2. Испарувањето на составните делови;
3. Поминатото време од разделувањето на отпечатокот до излевањето на моделот;
4. Релаксацијата на материјалот по отпечатувањето;
5. Варирањето на температурата;
6. Влијанието на хемиските агенси.

Треба да се земе во предвид препишаното време за подготвување и времето на полимеризација на еластомерната маса. Во устата времето за врзување е до 10 минути. Зголемената температура го скратува времето на полимеризирањето. Со менување на пропишаниот сооднос на основната маса и катализаторот може да се скратува или продолжува времето на полимеризацијата.

Димензионалните промени настануваат кај еластомерните маси, бидејќи при полимеризацијата незначително се контрахираат. За да се спречи контракцијата, отпечатоците треба да се излеваат непосредно по вадењето од устата по 30 минути до 2 часа и да се обезбеди рамномерно дебел слој на отпечаточната маса (29, 30, 31).

---

## 2.8. Физички својства на еластомерите

Освен конзистенцијата, меѓу најважните физички својства на еластомерите се:

-прецизност

-еластичност

-димензионална стабилност (7).

**Прецизноста** се однесува на можноста од репродукција на најситните детали. Прецизноста зависи и од полимеризациската контракција во текот на врзувањето на отпечаточниот материјал. Контракцијата настанува и во текот на ладењето на отпечатокот од температурата во усната празнина на собна температура, а зависи и од големината на коефициентот на термичкото ширење на отпечаточните материјали.

Големината на термичката контракција може да се намали со употреба на адхезиви на лажицата за отпечаток (23).

**Еластичноста** на еластомерите е способноста во полимеризирана состојба под влијание на одредени сили да се деформираат, а после престанувањето на делувањето на тие сили да се вратат во почетната состојба. Практичното значење на оваа еластична деформација е што деформацијата настаната при вадењето на отпечатокот од уста после кратко време се губи и материјалот се враќа во првобитната состојба. Мерењето на еластичноста на отпечаточните материјали се изведува на тој начин што се прави истегнување на материјалот-деформација која изнесува 10% од волуменот во траење од 30 секунди, а се мери процентот на прецизноста, односно враќањето на материјалот во првобитната состојба.

**Димензионалната стабилност** ја карактеризираат промените кои настануваат после врзувањето на еластомерите, до времето на излевање на отпечатокот. Зависи од контракцијата или експанзијата на полимеризираниот отпечаточен материјал (5, 9).

Земајќи ги во предвид различните мислења и препораки(11,12,17), не е пожелно отпечатоците земени со еластомерни отпечаточни маси да се



---

излеваат во време до 30 минути по вадењето од устата и тој период може да трае до 2 часа. Ова време е потребно да се заврши полимеризацијата на отпечаточниот материјал до негово дефинитивно врзување. После тоа време некои материјали како адиционите силикони и полиетрите можат да бидат димензионално стабилни и до неколку дена, доколку се чуваат во сува средина, додека отпечатоците од кондензационите силикони мора да се излеат во рок од 6 часа по вадењето од уста (14, 15).

После тоа време линеарната контракција на кондензационите силикони поминува 0,5%, што према стандардите е горна граница на деформација на отпечаточните материјали што може да се толерира (12).

## **2.9. Еластомерни силиконски отпечаточни материјали**

Еластомерите се еластични, иреверзибилни, синтетички гуменести материјали. Тие се составени од полимери со мала молекулна маса кои се врзуваат и меѓусебно вмрежуваат (18).

Самото име укажува на две основни својства на овие маси: еластичност, што означува дека се еластични по врзувањето и полимеризација, што го означува патот по кој се доаѓа до тие маси. Овие маси не содржат и не примаат вода и затоа се хидрофоби (12).

Основна одлика на еластомерните маси е полимеризацијата во присуство на катализатори, како резултат на што се добива специфична тродимензионална мрежеста структура која ја обезбедува еластичноста на овие отпечаточни маси. Еластомерите се карактеризираат со голема репродуктивна вредност. Тие даваат идентична копија на забните површини, меките ткива и на поткопаните места на коронките од забите, интерденталните простори, инклинираниите и непаралелни заби, дефектите на забите и поткопаноста на беззабните вилични продолженија. Тоа се поттигнува благодареејќи на нивните особини како што се флуидноста во моментот на отпечатување, нивната еластичност по полимеризацијата,

---

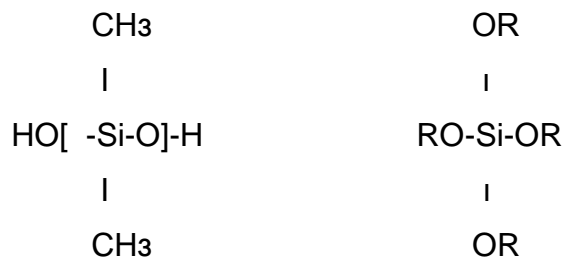
големата димензионална стабилност и едноставно ракување (11).

Најпрецизни и најеластични отпечаточни маси се силиконските отпечаточни маси.

Можат да се деформираат со што границата на толеранција на деформацијата е до 10%, а кај хидроколоидните маси изнесува 5% (19).

За да се добијат добри резултати, пред користењето на еластомерните маси потребно е да се исполнат одредени услови како што се: правилно мешање, правилна употреба, задолжителна подготовка на гингивалниот сулкус за отпечатување, благовремено излевање (21).

Силиконските отпечаточни материјали претставуваат синтетички продукти. Тие се користат како отпечаточни материјали во стоматологијата од 1957 година. Силиконските отпечаточни маси претставуваат високомолекуларни органкосилициумови соединенија, кои се добиваат со поликондензација на хлоросиликани во присуство на вода. Тие претставуваат полимери со линеарна верига од наизменично наредени атоми на силициум и кислород. Двете валентности на силициумот се заситуваат со метил радикал и се образува хидроксидиметилполисилоксан (11):



полиметилсилоксан

тетраоксисилан (11)

Силиконските маси припаѓаат во групата на маслени силикони на кои се додаваат полнителите и така се формираат пастите.

Основната маса ја сочинуваат: полиметилсилоксан 59,6%, магнезиумоксид 22%, полнител 18%, боја и коригенс 0,1% (19).

---

Врз база на спецификацијата на АДА (Американка дентална асоцијација) бр.19, силиконите според вискозноста се поделени на четири групи: силикони со течна конзистенција(ниска вискозност)- се употребуваат во фиксната протетика за нанесување со шприц околу препарираниите заби, за коронки или инлеи, за корекциони отпечатоци, во мобилната протетика за функционални отпечатоци; силикони со мека конзистенција(средна вискозност)-се нанесуваат во прелиминарниот отпечаток како корекциона маса или во индивидуална акрилатна лажица при отпечатување со шприц методот; силикони со висока вискозност- се користат за оформување на вентилни рабови; силикони со конзистенција на тесто или стакларски кит(многу висока вискозност)- се користат за прелиминарни отпечатоци кај корекционите методи на отпечатување во фиксната протетика или за отпечатоци за парцијална протеза, како и за изолација на заби и моделирани површини од восок (1).

Конзистенцијата, односно вискозитетот на овие материјали, зависи од полнителот што го содржат силициумовиот, цинковиот и титаниумовиот оксид и калциумовиот и бариумовиот сулфат, потоа парафинот, силиконското масло со низок вискозитет, стврднувачи. Кај материјалите со ниска и средна вискозност процентот на полнителот се движи од 35 до 40%, а кај материјалите со многу висока вискозност процентот на полнителот достигнува и до 74%. Оваа основна маса е во пластична конзистенција, а по стврднувањето поминува во еластична конзистенција, под дејство на катализатор кој може да биде во облик на паста или течност. Катализаторот содржи активатор на хемиската реакција, најчесто некое комплексно органско соединение на калајот како дибутилкалаен-дилауринат. Катализаторот содржи и средство за вмрежување алкокси-силикат или негов полимер како на пример полиетилсиликат или органски хидрогенсилоксан. Силициумот и кислородот им даваат на силиконите особини слични на стаклото или порцеланот како подносливост на високи температури, мала согорливост и голема хемиска отпорност. Органските јаглеродни состојки им даваат на овие маси еластичност, свитливост и

---

истегливост. Другите компоненти ја даваат бојата, мирисот, пластичноста. Силиконските маси се доволно флуидни и еластични. Со нив лесно се работи и се овозможува добивање на прецизни отпечатоци (33). Како единствен недостаток на овие маси е димензионалната нестабилност што потекнува од таму што полимеризацијата не завршува со стврдувањето туку продолжува и понатаму со создавање на лесно испарливи нуспроизводи, што доведува до контракција на отпечатокот. Контракцијата оди од површината кон внатрешноста, во длабочина на материјалот, и ќе биде поголема колку што е отпечатокот подебел и колку што е материјалот подобро фиксиран за лажицата. Тоа доведува до зголемување на луменот на забите во отпечатокот. Добиениот модел ќе биде поголем од природните заби и постои опасност изработените коронки да бидат широки и без прецизно работно затворање. За да се избегне контракцијата на силиконските маси дебелината на отпечатокот треба да биде од 2-4 mm и излевањето на отпечатокот треба да биде непосредно по симнувањето од уста (19). Зависно од начинот на хемиската реакција и нивното врзување се разликуваат два типа на силикони: кондензациони и адициони.

Основата на кондензациониот тип ја сочинува полисилоксанот со ОН-групи, така што при неговото врзување се ослободуваат нуспроизводи како што се алкохолот и водородот. Ослободувањето на нуспроизводи во текот на хемиската реакција на врзување карактеристично е за оваа група синтетички еластомери. Доколку се ослободува алкохол тоа резултира со губење на материјалот во тежина и негова контракција, односно доаѓа до несакани димензионални промени. Ако се ослободува водород тој може да предизвика нагризување на површинскиот слој што повторно доведува до излевање на непрецизен работен модел, односно на неговата површина.

Адиционите силикони (поливинилсилоксани) името го добиле, бидејќи полимеризираат под дејство на адициона реакција, при која нема ослободување на нуспроизводи. Ова е причина за голема димензионална стабилност и прецизност на адициониот тип на силикони. Адиционите силикони се составени од органски хидрогенсилоксан и сложена силанска

---

врска со винил група. Катализаторот е соединение кое содржи благороден метал, обично платинумски соли ( $H_2PtCl_6$ ). Оваа реакција доведува до создавање на вмрежена силиконска гума (12).

---

**Цел на специјалистичкиот труд (Aim of the specialized labor)**

---

### 3. Цел на специјалистичкиот труд (Aim of the specialized labor)

Спроведени се бројни студии кои се однесуваат на анализа на димензионалната стабилност на еластомерните силиконски отпечаточни материјали, како најкористени во фиксната протетика. Предизвик беше во наши услови дополнително да се добијат одредени резултати кои ќе дадат слика за димензионалните промени кои настануваат кај материјалите што се користеа во овој специјалистички труд.

**Основната цел** на ова истражување е да се измерат и споредат димензионалните промени на адиционите и кондензационите еластомерни силиконски отпечаточни материјали, како најчесто употребувани материјали во фиксната протетика, земајќи го факторот време во предвид, а со тоа и да се анализира точноста и прецизноста на препарираниите забни трупчиња во делот на границата на препарација. Налегнувањето на изработката на препарираниот заб, ретенцијата и рабното затворање се едни од најзначајните моменти на кои треба да се обрне внимание. Неправилно димензионирањето на раб на коронката спрема препарираниот заб и околното меко ткиво може да ја промени трофиката на парадонциумот.

**Другата цел** е да се потенцира важноста од навремено излевање на отпечатокот, бидејќи димензионалните промени особено кај кондензационите силиконски отпечаточни маси настануваат при полимеризацијата (вулканизацијата) и за да се спречи контракцијата, отпечатоците треба да се излеваат непосредно по вадењето од уста.

---

**Материјал и метод за работа (Material and method of work)**



---

#### 4. Материјал и метод за работа (Material and method of work)

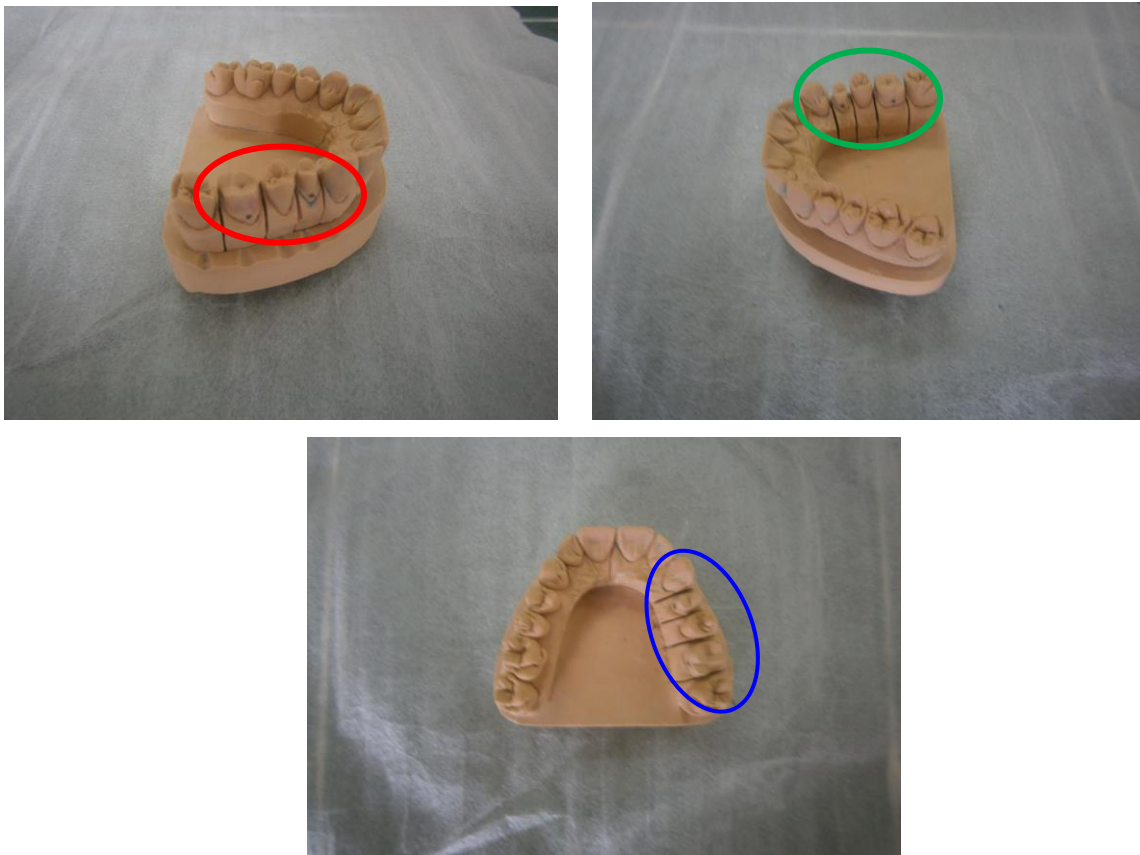
За анализата на димензионалната стабилност се користеа најчесто употребуваните еластомерни силиконски отпечаточни материјали со кои се зема отпечаток за изработување на фикснопротетички реставрации-кондензационен силикон (Xantopren Comfort Heraeus Kulzer) и адиционен силикон (Variotime Easy Putty Heraeus Kulzer).

Табела 1. Еластомерни силиконски отпечаточни материјали користени во истражувањето

Table 1. Elastomeric silicone impression materials used in research

Тип	Маркетиншко име	Произведувач
Кондензациски силикон	Xantopren Comfort	Heraeus Kulzer
Адиционен силикон	Variotime Easy Putty	Heraeus Kulzer

- Истражувањето се изведуваше во кабинетот забен техничар во СОУ „Јане Сандански“ и во текот на истражувањето материјалите беа сместени во иста просторија со стабилна температура од 21-23°C.
- Двата отпечаточни материјала беа подготвени според упатството на производителот.
- Дозирањето на кондензациониот силикон беше направено со користење на нумерирана хартија со дозиметар.
- Фантомскиот модел и реплика моделите беа направени од супер тврд гипс тип IV (Hera Moldastone tipe IV, Heraeus, Германија).
- Испитуваниот примерок е фантомски модел од горна вилица со препариран прв преткатник и прв катник. Препарираниите забни трупчиња се одбележани на цервикалната граница, во најдолгото растојание, во два правца буко-орален и мезио-дистален.



Слика 1. Контролен модел  
Figure 1. Control model

---

- Со стандардни лажици број 3 се зема по еден отпечаток од двата типа силиконски маси кондензационен силикон (Xantopren Comfort Heraeus Kulzer) и адicioneен силикон (Variotime Easy Putty Heraeus Kulzer).



Слика 2. Отпечатоци

Figure 2. Prints

---

-Отпечатоците се излеваа со супер тврд, жолт гипс (Hera Moldastone tipe IV, Heraeus) во различни временски периоди-веднаш после земањето на отпечатокот, после 4 часа, после 12 часа и после 48 часа.



Слика 3. Супер тврд гипс  
Figure 3. Super hard plaster



Слика 4. Реплика модели  
Figure 4. Replica models

---

-Беа направени вкупно 8 модели, во различен временски период- веднаш, по 4 часа, по 12 часа и по 48 часа. Добиени се по 4 модели од отпечатокот од кондензационен силикон и 4 модели од отпечатокот од адicioneен силикон. Беа премерувани вкупно 16 препарирани забни трупчиња во 32 мерни точки.



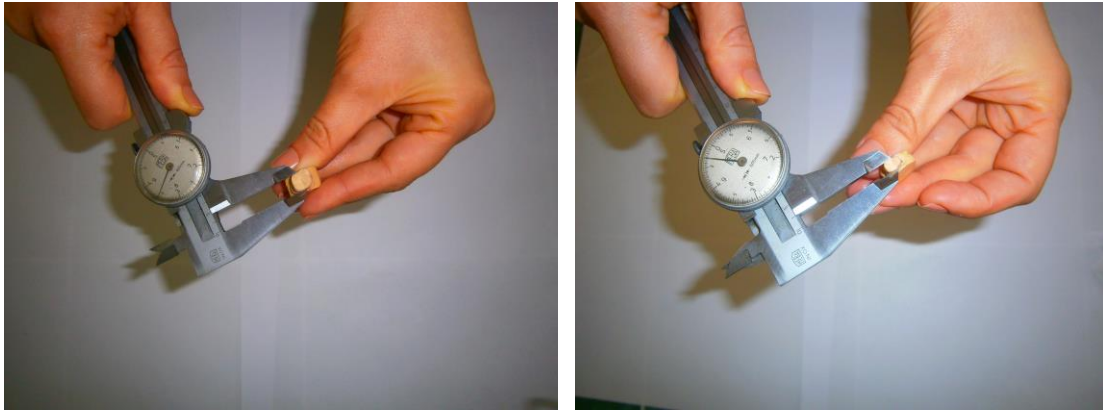
Слика 5. Отпечатоци и реплика модели

Figure 5. Prints and replica models



---

-На добиените модели, се вршеше мерење во претходно одбележани места на препарираниите забни трупчиња во буко-орален и мезио-дистален правец со помош на микрометарска завртка(МЕВА) која има точност при мерење од 0,01 mm и добиените резултати се споредуваа со резултатите од контролниот модел.



Слика 6. Премерување на препарираниите забни трупчиња  
Figure 6. Measurement of stuffed dental tog

---

- Овој специјалистички труд има дескриптивен, аналитички и компаративен карактер.

- Методолошкиот инструментариум кој е употребен во него се темели врз констатирање на состојбата на влијанието на факторот време врз димензионалната стабилност на отпечатоци од две различни отпечаточни маси и взаемно компарирање на резултатите добиени со мануелно премерување на реплика моделите од отпечатоците од адиционен и кондензационен силикон, како и нивно компарирање со контролниот модел.

*Методот на квантитативна анализа* е најфреквентно употребуван во овој труд, заради нумеричко воочување на одредени податоци и статистички показатели кои што би помогнале во разјаснувањето на факторот време на димензионалната стабилност и прецизност на отпечатоците од адиционен и кондензационен силикон.

*Методот на компаративна анализа* се употреби за да се направи споредба на резултатите добиени од реплика моделите од отпечатокот од адиционен, со резултатите добиени од реплика моделите од кондензационен силикон, како и со контролниот модел.

*Методот на анализа на содржината* ќе послужи се со цел темелно да се анализира содржината на документи кои што се однесуваат на анализата на димензионалната стабилност на еластомерните силиконски отпечаточни материјали.

Со помош на *дескриптивниот метод* се направи опис на структурата, содржината, ќе се опише состојбата на отпечатоците од адиционен и кондензационен силикон и нивната димензионална стабилност поврзана со факторот време.

---

- За пресметувањето на процентот на димензионалните промени за секој примерок добиен од двата различни еластомерни силиконски отпечатоци се користеше следната формула:

$$\Delta X = \frac{X1 - X2}{X2} \times 100$$

$\Delta x$  е процент на настанатата промена за временски интервал од 48 часа,  $X1$  е вредноста добиена од премерување на контролниот модел, а  $X2$  е вредноста добиена со премерување на реплика моделите.

- Сите добиени податоци се компјутерски обработени со примена на соодветен статистички програм (Statistic).



---

**Резултати (Results)**

---

## 5.Резултати (Results)

### 5.1. Резултати од премерување на препарираниите премолари и молари на моделите добиени од отпечатокот од кондензационен силикон

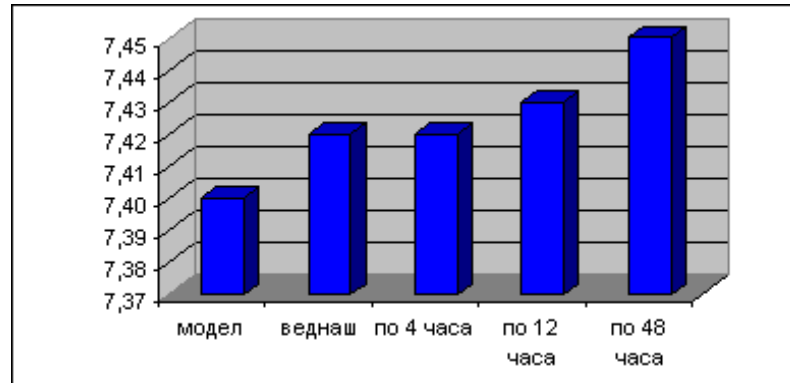
Од направените четири модели од отпечатокот од кондензационен силикон со премерување во време од 48 часа, се добиени следниве вредности:

Во табела 2 и графикони 1 и 2 се прикажани добиените резултати од премерувањето на препарираниот премолар на добиените реплика модели во различен временски период од земањето на отпечатокот. Може да се забележи дека постојат минимални разлики и тоа при добиениот модел излеан веднаш по земениот отпечаток измерен во двата правци, буко-палатинален, односно мезио-дистален (7.42, односно 4.80) и тоа со исти вредности кај добиениот модел излеан по 4 часа (7.42, односно 4.80). Исто така, утврдени се нешто повисоки резултати при мерењата на букопалатиналниот и мезиодисталниот правец по 12 и по 48 часа (7.43 и 7.45, односно 4.84 и 4.85).

Табела 2. Димензионални промени кај премоларот кај реплика моделите од кондензационен силикон

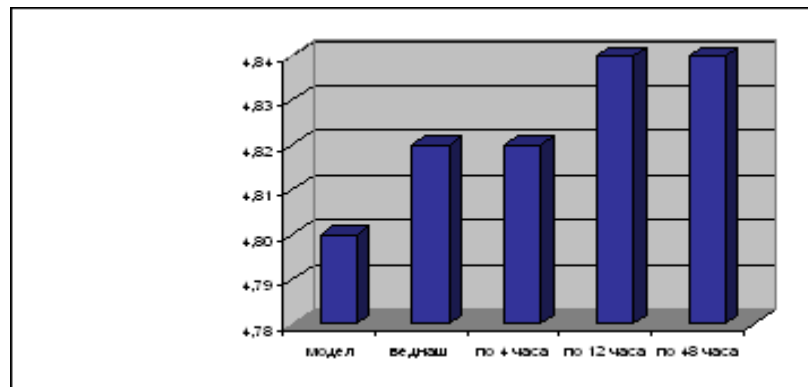
Table 2. Dimensional changes in premolar with replica models of condensational silicone

премолар-кондензационен силикон		Временски периоди на излевање на моделите по земениот отпечаток			
		веднаш	по 4 h	по 12 h	по 48 h
(правец на мерење во mm)	контролен модел				
буко-палатинален правец	7.40	7.42	7.42	7.43	7.45
мезио-дистален правец	4.80	4.82	4.82	4.84	4.84



Графикон 1. Димензионални промени кај премолар кај реплика моделите при мерење во буко-орален правец

Figure 1. Dimensional changes in the premolar replica models of measurement in bucco-oral direction



Графикон 2. Димензионални промени кај премолар кај реплика моделите при мерење во мезио-дистален правец

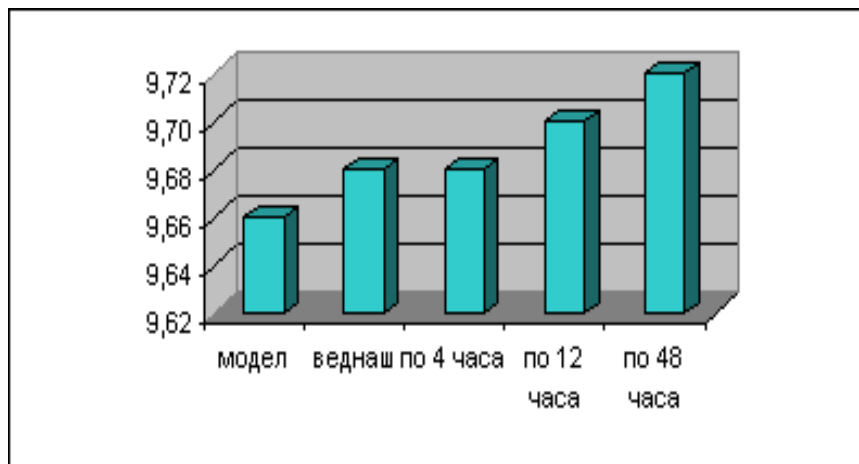
Figure 2. Dimensional changes in the premolar replica models of measurement in mesio-distal direction

Во табела 3 и графикони 3 и 4 се прикажани добиените резултати од премерувањето на препарираниот молар на добиените реплика модели во различен временски период од земањето на отпечаток. Може да се забележи дека постојат минимални разлики и тоа при добиениот модел излеан веднаш по земениот отпечаток измерен во двата правци, букопалатинален, односно мезио-дистален (9.68, односно 8.72) и тоа со исти вредности кај добиениот модел излеан по 4 часа (9.68, односно 8.72). Исто така, утврдени се нешто повисоки резултати при мерењата на букопалатиналниот и мезиодисталниот правец по 12 и по 48 часа (9.70 и 8.74, односно 9.72 и 8.75).

Табела 3. Димензионални промени кај моларот кај реплика моделите од кондензационен силикон

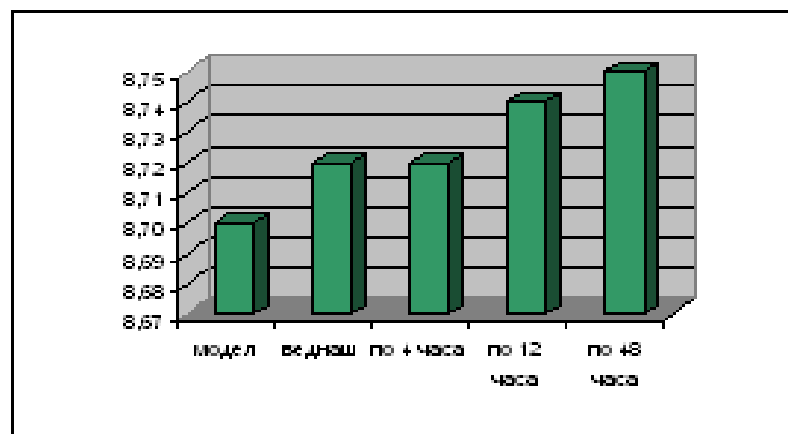
Table 3. Dimensional changes in molar with replica models of condensational silicone

молар-кондензационен силикон	контролен модел	Временски периоди на излевање на моделите по земениот отпечаток			
		веднаш	по 4 h	по 12 h	по 48 h
(правец на мерење во mm)					
буко-палатинален правец	9.66	9.68	9.68	9.70	9.72
мезио-дистален правец	8.70	8.72	8.72	8.74	8.75



Графикон 3. Димензионални промени кај премолар кај реплика моделите при мерење во буко-палатинален правец

Figure 3. Dimensional changes in the premolar replica models of measurement in bucco-palatal direction



Графикон 4. Димензионални промени кај молар кај реплика моделите при мерење во мезио-дистален правец

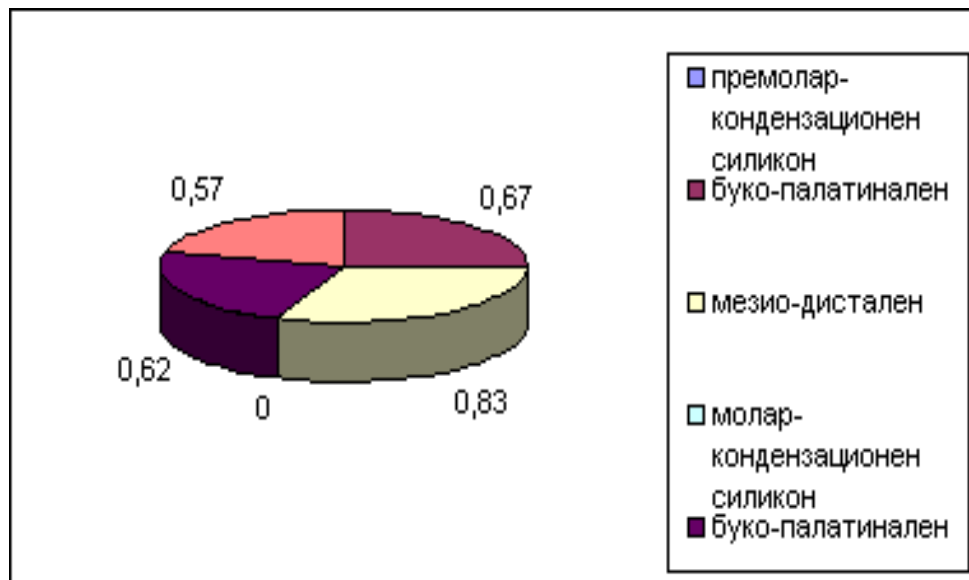
Figure 4. Dimensional changes in the molar replica models of measurement in mesio-distal direction

Во табела бр.4 и графикон 5 е прикажана средната вредност на димензионалната промена која е настаната кај реплика моделите од отпечатокот од кондензационен силикон изразена во %. Промената е најмала кај премерувањата на моларот во мезио-дистален правец и изнесува 0,57%, кај моларот во буко-палатинален правец 0,62%, кај премоларот во буко-палатинален правец 0,67%, а најголема кај премерувањата на премоларот во мезио-дистален правец 0,83%.

Табела 4. Процентуална разлика на димензионална промена кај премолар и молар кај реплика моделите од кондензационен силикон

Table 4. Percentage difference of dimensional change in premolar and molar with replica models of condensational silicone

<b>премолар-кондензационен силикон</b>	%
буко-палатинален правец	0,67
мезио-дистален правец	0,83
<b>молар-кондензационен силикон</b>	%
буко-палатинален правец	0,62
мезио-дистален правец	0,57



Графикон 5. Процентуална разлика на димензионална промена кај премолар и молар кај реплика моделите од кондензационен силикон  
 Figure 5. Percentage difference of dimensional change in premolar and molar with replica models of condensational silicone

## 5.2. Добиени резултати со премерување на препарираниите премолари и молари на моделите добиени од отпечатокот од адиционен силикон

Со премерување на препарираниите премолари и молари од добиените реплика модели од отпечатокот од адиционен силикон се добија следниве вредности:

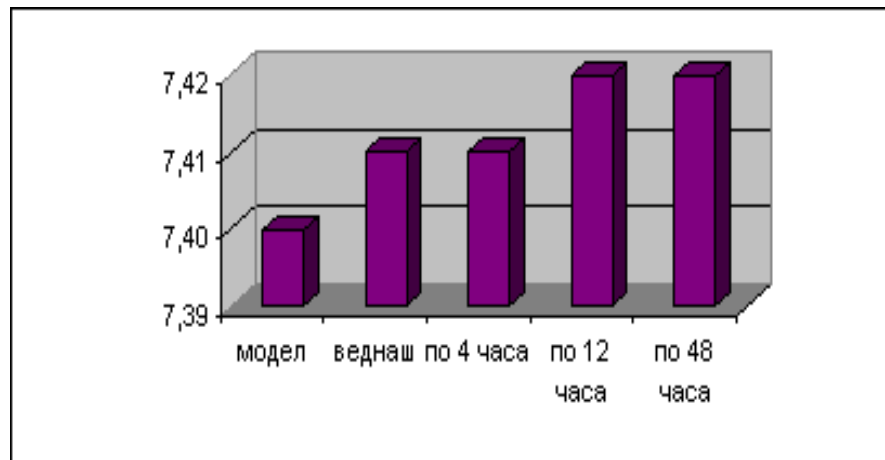
Во табела 5 и графикони 6 и 7 се прикажани добиените вредности од премерувањето на препарираниот премолар на добиените реплика модели во различен временски период од земањето на отпечаток. Може да се забележи дека постојат минимални разлики и тоа при добиениот модел излеан веднаш по земениот отпечаток измерен во двата правци, буко-палатинален, односно мезио-дистален (7.41, односно 4.81) и тоа со исти вредности кај добиениот модел излеан по 4 часа (7.41, односно 4.81). Исто така, утврдени се нешто повисоки резултати при мерењата на буко-палатиналниот и мезио-дисталниот правец по 12 и по 48 часа (7.42 и 4.82, односно 7.42 и 4.82).

Табела 5. Димензионални промени кај премоларот кај реплика моделите од адиционен силикон

Table 5. Dimensional changes in premolar with replica models of additional silicone

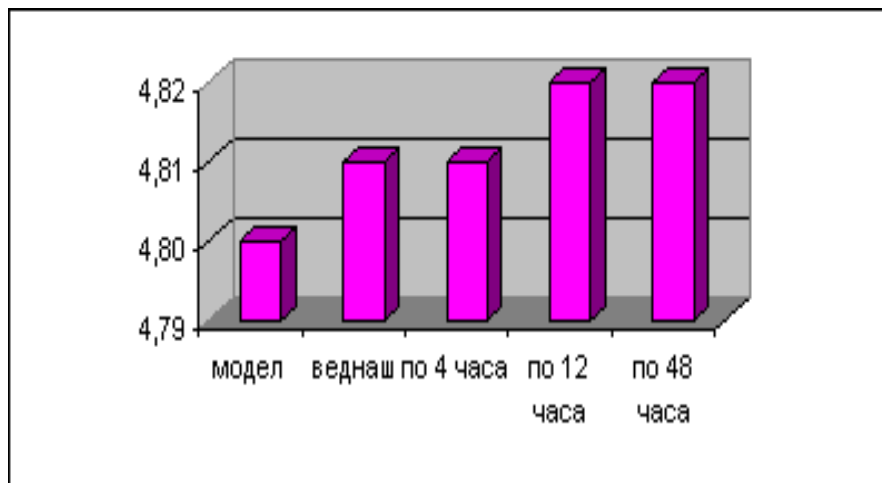
премолар-адиционен силикон (правец на мерење во mm)	контролен модел	Временски периоди на излевање на моделите по земениот отпечаток			
		веднаш	по 4 h	по 12 h	по 48 h
буко-палатинален правец	7.40	7.41	7.41	7.42	7.42
мезио-дистален правец	4.80	4.81	4.81	4.82	4.82





Графикон 6. Димензионални промени кај премолар кај реплика моделите при мерење во буко-орален правец

Figure 6. Dimensional changes in the premolar replica models of measurement in bucco-oral direction



Графикон 7. Димензионални промени кај премолар кај реплика моделите при мерење во мезио-дистален правец

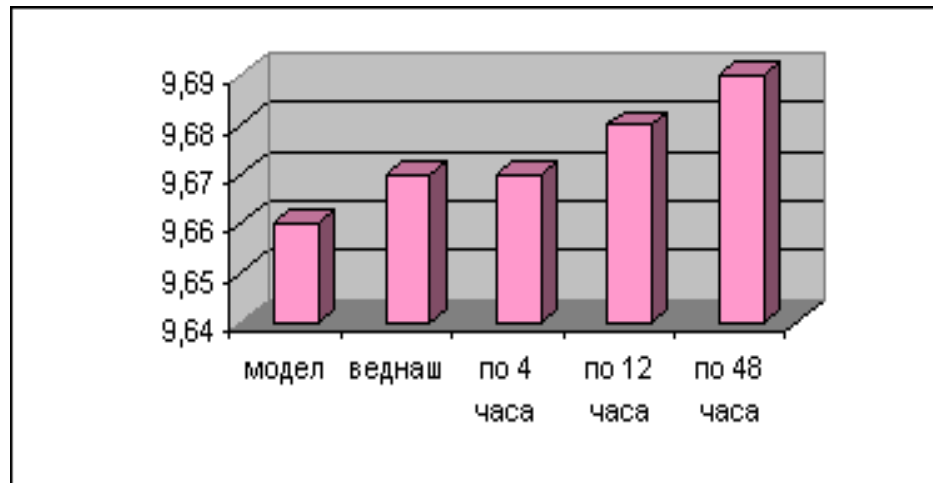
Figure 7. Dimensional changes in the premolar replica models of measurement in mesio-distal direction

Во табела 6 и графикони 8 и 9 се прикажани добиените вредности од премерувањето на препарираниот молар на добиените реплика модели во различен временски период од земањето на отпечаток. Може да се забележи дека постојат минимални разлики и тоа при добиениот модел излеан веднаш по земениот отпечаток измерен во двата правци, буко-палатинален, односно мезио-дистален (9.67, односно 8.71) и тоа со исти вредности кај добиениот модел излеан по 4 часа (9.67, односно 8.71). Исто така, утврдени се нешто повисоки резултати при мерењата на буко-палатиналниот и мезио-дисталниот правец по 12 и по 48 часа (9.68 и 8.72, односно 9.69 и 8.72).

Табела 6. Димензионални промени кај моларот кај реплика моделите од адиционен силикон

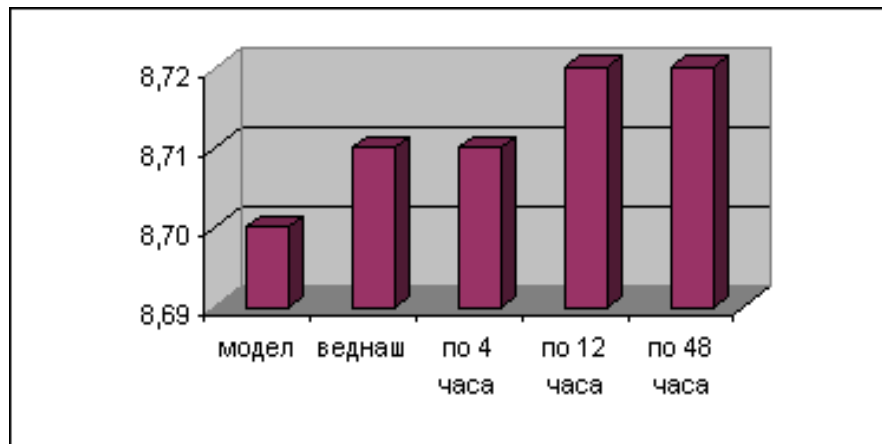
Table 6. Dimensional changes in molar with replica models of additional silicone

молар-адиционен силикон (правец на мерење во mm)	контролен модел	Временски периоди на излевање на моделите по земениот отпечаток			
		веднаш	по 4 h	по 12 h	по 48 h
буко-палатинален правец	9.66	9.67	9.67	9.68	9.69
мезио-дистален правец	8.70	8.71	8.71	8.72	8.72



Графикон 8. Димензионални промени кај молар кај реплика моделите при мерење во буко-орален правец

Figure 8. Dimensional changes in the molar replica models of measurement in bucco-oral direction



Графикон 9. Димензионални промени кај молар кај реплика моделите при мерење во мезио-дистален правец

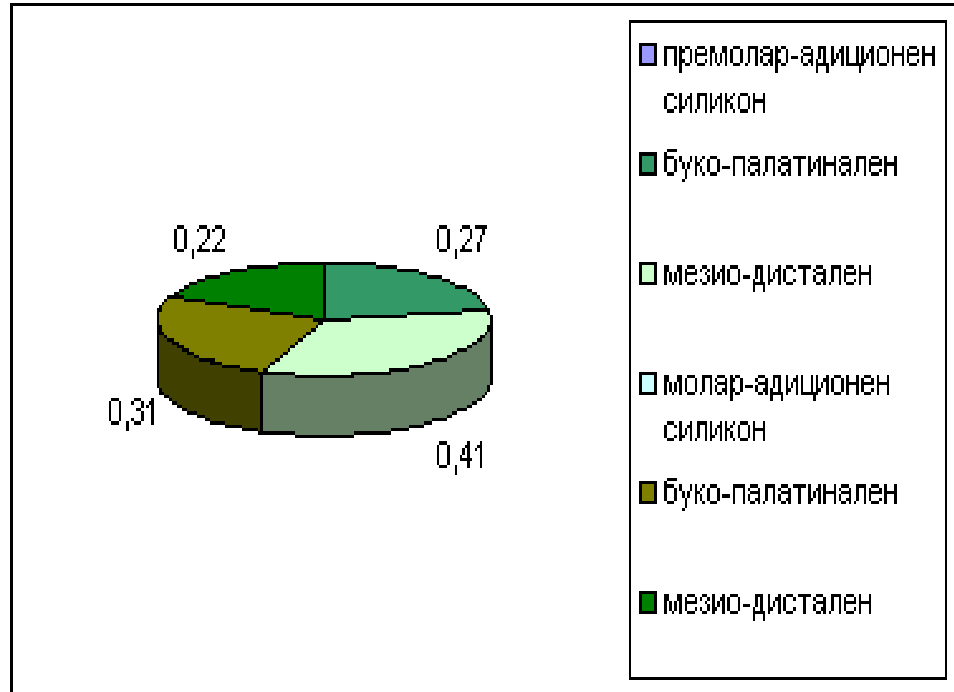
Figure 9. Dimensional changes in the molar replica models of measurement in mesio-distal direction

Во табела 7 и графикон 10 е прикажана средната вредност на димензионалната промена која е настаната кај реплика моделите од отпечатокот од адиционен силикон изразена во %. Промената е најмала кај премерувањата на моларот во мезио-дистален правец и изнесува 0,22%, кај премоларот во буко-палатинален правец 0,27%, кај моларот во буко-палатинален правец 0,31%, а најголема кај премерувањата на премоларот во мезио-дистален правец 0,41%.

Табела 7. Процентуална разлика на димензионална промена кај премолар и молар кај реплика моделите од адиционен силикон

Table 7. Percentage difference of dimensional changes in premolar and molar with replica models of additional silicone

<b>премолар-адиционен силикон</b>	<b>%</b>
буко-палатинален правец	0,27
мезио-дистален правец	0,41
<b>молар-адиционен силикон</b>	<b>%</b>
буко-палатинален правец	0,31
мезио-дистален правец	0,22



Графикон 10. Процентуална разлика на димензионална промена кај премолар и молар кај реплика моделите од адисионен силикон

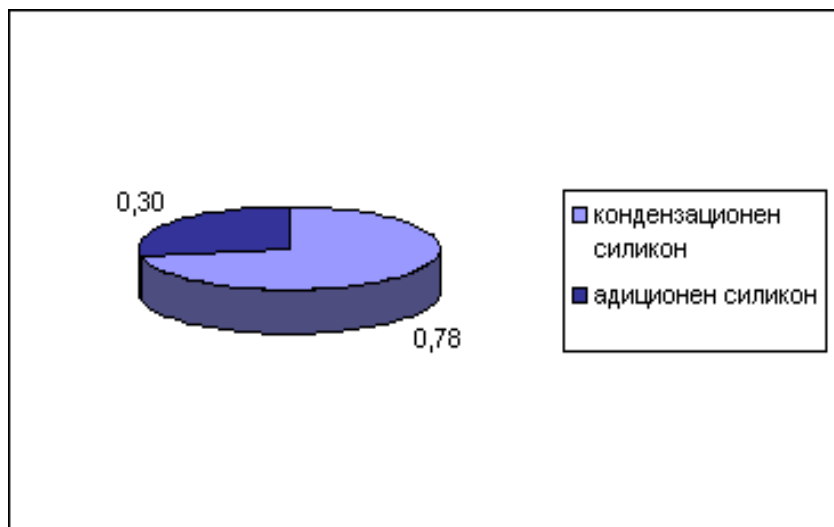
Figure 10. Percentage difference of dimensional changes in premolar and molar with replica models of additional silicone

Во табела 8 е прикажана средната вредност на димензионалната промена која е настаната кај реплика моделите од отпечатокот од адicioneн силикон и реплика моделите од отпечатокот од кондензационен силикон изразена во %. Промената на вредностите како што беше очекувано е помала кај реплика моделите од отпечатокот од адicioneн силикон и изнесува 0,3%, додека кај реплика моделите од отпечатокот од кондензационен силикон е значително поголема и изнесува 0.78%.

Табела 8. Процентуална разлика на димензионална промена кај реплика моделите од кондензационен и адicioneн силикон

Table 8. Percentage difference of dimensional changes in replica models of condensational and an additional silicone

Отпечаток	%
Кондензационен силикон	0.78
Адicioneн силикон	0.30



Графикон 11. Процентуална разлика на димензионална промена кај премолар и молар кај реплика моделите од кондензационен и адicioneн силикон

Figure 11. Percentage difference of dimensional changes in premolar and molar with replica models of conditional and aditone silicone

---

## Дискусија (Discussion)

---

## 6. Дискусија (Discussion)

Xantopren Comfort успешно се користи повеќе од 4 децении, што се должи на неговата висока сигурност и опциите кои ги нуди за време на неговата обработка. Овој отпечаточен материјал е првиот кој им нуди квалитетни својства на С-силиконите, а ги комбинира предностите на А-силиконите и С-силиконите со хидрофилни својства на полиетер во еден систем (41).

Variotime Easy Putty се карактеризира со мека конзистентност, со висока конечна цврстина и ниска деформација на отпечатокот. Овој отпечаточен материјал е прв избор кога станува збор за лесна и прецизна техника на отпечатување (40). Variotime е VPS(Vinylpolysiloxane) прецизен отпечаточен материјал, систем за сите видови техники на отпечатување и со широк степен на индикации за да се гарантираат одлични резултати. Тој се издвојува од другите А-силикони поради неговата флексибилност, концептот за времето на работа и ги обединува предностите на сите материјали во еден материјал (41). Поради флексибилното работно време, Variotime се прилагодува на индивидуални работи и стилот на стоматологот и овозможува лесно, без стрес и безбедно земање на отпечаток. Variotime е компактен отпечаточен систем со 6 вискозности (Putty, Monophase, Heavy Tray, Extra Light Flow, Light Flow, Medium Flow) во 3 системи за испорака(handmix putty, cartridge dispensing system and Dynamix machine-mix system). Variotime комбинира повеќе од 25 години Heraeus искуство со А-силиконските материјали и е клинички докажан (40).

Подготовката на испитуваните отпечаточни материјали се вршеше според упатството на производителот. Поопширно околу подготвувањето на еластомерите за отпечатување е опишано од Јеролимов (2005) кој наведува дека еластомерите се двокомпонентни состави кои мора да се доведат во пластична состојба погодна за земање на отпечаток. Тоа се постигнува со енергично мешање на одредени количини од двата компонента (основниот компонент и неговиот катализатор) при што започнува полимеризацијата и постепеното поминување од пластична во



---

еластична состојба. Во припремата на синтетичките еластомери разликуваме две фази: дозирање и мешање. Дозирањето или пропорционализацијата е пред мешањето и се состои од одредување на вкупната количина на отпечаточниот материјал во однос на големината на површината која ќе се отпечатува како и на дозирањето на катализаторот во однос на основниот материјал.

Ако и двата компонента се во туби, тогаш на подлога или во пластичен сад се истиснува одредена количина од двата материјала, во однос што го препорачува производителот. Кај китастите материјали пластичната лажичка служи како единица мерка на која и се додава препорачаната количина катализатор.

Материјалите со средна и ретка конзистенција се мешаат на подлога од хартија која е одбележана во сантиметри, за да се одреди еднаква должина на компонентите. За многу ретки материјали се препорачува мешање во пластични садови. Мешањето се прави со метална шпатула, а движењата се широки за да се доведат во меѓусебен однос сите делови на основниот материјал и катализаторот. Синтетичките еластомери со китаста конзистенција, најчесто по додавањето на катализаторот се месат со прсти, како тесто, со употреба на гумени ракавици за катализаторот да не се впије во кожата и да доведе до лош квалитет на отпечаточниот материјал или до алергиска реакција на кожата на особата која ги меша (11,12).

Адиционите силикони се осетливи на ракавиците за еднократна употреба кои содржат латекс, што може да влијае на квалитетот на отпечаточниот материјал. Затоа е потребно да се мешаат со голи раце, бидејќи и двата компонента се во облик на китаст материјал и неможе да се впијат компонентите во кожата на лицето кое ги меша или пак да се користат силиконски ракавици без латекс.

Според, меѓународните стандарди времето на мешање изнесува 30-60 секунди на температура од 23°C и релативна влажност од 50%.

Во фазата дозирање и мешање на синтетичките еластомери важно е придржувањето на препораките на производителот, затоа што секоја

---

импровизација може да доведе до промена на својствата на отпечаточниот материјал.

Во поново време припремата на еластомерите за отпечаток е со кертриџ и апликациски пиштол. Кертриџот има два одвоени дела во кои се компонентите на еластомерот. На него се става пластична цевка, апликатор, за еднократна употреба која во себе содржи спирала со која двата компонента рамномерно се мешаат. Со притисок на пиштолот се истиснува потребната количина на отпечаточниот материјал директно во лажицата за отпечатување или на забната структура во устата на пациентот. Со ова припремата на отпечаточниот материјал е олеснета и овозможено е правилно дозирање на компонентите (28).

Постојат и електрични апарати за мешање на отпечаточните материјали во кои се ставаат компонентите во оригиналните паковања, а апаратот сам правилно ги дозира, додека ние ја одредуваме потребната количина на материјал (35, 36). Подготовката на испитуваните отпечаточни материјали се вршеше според упатството на производителот. Во овој специјалистички труд мешањето на испитуваните отпечаточни материјали се изведуваше рачно, а и самите материјали дозволуваат рачно мешање.

Врзувањето на еластомерните маси започнува од самиот почеток на мешањето, при првиот контакт на основната маса и катализаторот. Се појавуваат првите еластични честички кои со тек на времето се множат и вмрежуваат, што доведува до потполно сврзување на отпечаточниот материјал и негово поминување од пластична во еластична состојба.

За време на врзување на еластомерите се разликуваат две фази. Првата фаза е зацврстување на материјалот кое во клиничка смисла дозволува вадење на отпечатокот од уста без да се деформира. Другата фаза продолжува после вадењето на отпечатокот од уста и кај некои материјали трае и до еден саат до потполното завршување на полимеризацијата. Во текот на тоа време можни се и некои димензионални промени на отпечаточниот материјал, а после нивното завршување настапува времето кое е погодно за излевање на отпечатокот (4, 6).

---

Во клиничката работа добар показател на завршувањето на првата фаза на врзување е со притискање со тап инструмент или со нокт на површината на отпечатичниот материјал, по што не останува импресија, туку притиснатиот дел се враќа моментално во првобитната положба. После тоа се остава во устата уште 1-2 минути заради сигурност дека целокупниот отпечаточен материјал е стврднат. Оваа прва фаза на врзување на еластомерот, зависно од неговиот хемиски состав и вискозност, трае од 5 до 10 минути (13).

Во вкупното време за работа со еластомерите во тек на постапката на отпечатувањето се разликуваат: време на мешање, време за манипулација(полнење на лажицата за отпечаток и местење на лажицата во устата на пациентот) и време на врзување или полимеризација. Збирот на овие времиња за современите материјали изнесува од 8 до 12 минути. Најпосакувани отпечаточни материјали кои имаат релативно долго време на манипулација, а што пократко време на врзување за да постапката на земање на отпечаток биде поугодна за пациентот. На вкупното време на работа со еластомерите има влијание температурата на околината, влажноста, атмосферскиот притисок и евентуалното додавање на успорувачи на реакцијата на полимеризација. Успорувачите или ретардери не се препорачуваат за користење, бидејќи негативно влијаат на својствата на отпечаточните материјали (12).

Еластомерите или гуменастите отпечаточни материјали се аплицираат во устата на пациентот со помош на различни лажици кои можат да бидат стандардни(метални или пластични) или индивидуални за секој пациент. Индивидуалните лажици се изработуваат на анатомски модел со самоврзувачки акрилат. За во потполност да одговараат на ситуацијата во устата, се додава еден слој едноличен отпечаточен материјал, најчесто со среден вискозитет со што се намалува можноста за деформација при вадењето од устата. Индивидуалните лажици се најдобри, но ја комплицираат и поскапуваат постапката на отпечатување. Стандардните лажици можат постојано да се користат после стерилизација и затоа се

---

поефтини и поедноставни за користење (15). Во нив се става отпечаточен материјал со многу висока вискозност и подобри се металните лажици, бидејќи пластичните со притисокот на отпечаточниот материјал на оралните структури можат да се деформираат. Отпечаточните материјали се приврзуваат за лажиците со помош на механички ретенции или со употреба на адхезиви кои ја намалуваат и контракцијата на отпечаточните материјали (23). За отпечатоците што беа земени за истражувачкиот дел од трудот беа користени стандардни, пластични лажици.

Влажнењето на површината е важна физичка особина на отпечаточните материјали, а претставува својство течноста да се шири по површината на која е нанесена и зависи од површинската енергија на тврдата површина.

Својството на влажнење кај еластомерните материјали за отпечаток се дели на два поима. Првиот е влажнење на тврдите забни ткива и околните структури во текот на отпечатувањето, кога отпечаточниот материјал сеуште не е врзан и течноста со различна вискозност ја влажни површината на забот. Другиот поим е поврзан со влажнење на веќе врзаниот отпечаточен материјал за време на излевањето на работните модели со заситен воден раствор од гипсот кој ја влажни површината на отпечатокот. Од хидрофилноста на отпечаточниот материјал зависи прецизноста на отпечатокот и добивањето на квалитетен работен модел без меурчиња и дефекти на работната површина. На хидрофобните отпечаточни материјали им пречи присуството на вода за време на отпечатувањето, а апсолутна сувост е невозможно да се обезбеди во усната празнина, особено во подрачјето на гингивалниот сулкус. Овде е сместена границата на препарацијата која мора да биде прецизно отпечатена, за да се постигне добро налегнување и прецизно рабно затворање. Гипсот за излевање на отпечатоците тешко ја влажни површината на отпечатоците од хидрофобен материјал и кај нив постои опасност, после излевањето, на површината да се појават дефекти како последица на заостанатите воздушни меурчиња. Во пракса ова се избегнува со намалување на површинскиот притисок на хидрофобниот отпечаток во гипсена вода која останува по обработувањето

---

на гипсените модели на гипс тример.

Материјали со нагласени хидрофилни својства како полиетрите, адиционите силикони, хидроколоидите, овозможуваат многу прецизни отпечатоци кои кога ќе се излеат од гипс даваат многу прецизни работни модели благодарение на способноста на влажнење (12).

Адиционите силикони и кондензационите силикони во испитувањата на поголемиот број на спроведени студии, покажуваат слична димензионална стабилност и процентот на димензионалните промени на сите испитувани примероци, најчесто не надминува 1,5%, што кореспондира со резултатите што се добиени и во ова истражување. Промените иако се статистички значајни, клинички се мали и се во границата на толеранција според интернационалните стандарди. Повеќето студии кои се спроведени се однесуваат на анализа на димензионалната стабилност на еластомерните силиконски отпачаточни материјали, откако тие ќе бидат дезинфицирани во различни раствори, но и пред и после третманот на дезинфекција тие покажуваат еднаква димензионална стабилност.

Димензионалните промени според ISO-4823, за сите силиконски материјали од тип III изнесува до 0,35% (10).

Во повеќето истражувања (2,13,17,38) се испитува димензионалната стабилност на различни типови адициони и кондензациони материјали, но потребно е да се нагласи дека за постојаноста на кондензациониот силикон (Хantopren Comfort, Heraeus Kulzer) и адициониот силикон (Variotime Easy Putty, Heraeus Kulzer), кои беа користени во ова испитување и на начинот на кој се спроведе испитувањето нема многу податоци во достапната литература.

Од добиените резултати се гледа дека и во двата правци, при секое наредно мерење имаше континуирано зголемување на димензионалните промени.

Во табела 2 и графикони 1 и 2 се прикажани добиените резултати од премерувањето на препарираниот премолар на добиените реплика модели во различен временски период. Измерените вредности покажаа најмали

---

разлики кај мерењето веднаш и остануваат исти и кај мерењето по 4 часа, додека потоа се зголемуваат и надминуваат 0,05 mm при премерувањето во буко-палатинален правец и 0,04 mm при премерувањето во мезио-дистален правец за периодот од 48 часа.

Од табела 3 и графикони 3 и 4 се гледаат добиените димензионални разлики кај моделите од отпечатокот од кондензационен силикон кои при премерувањето на препарираниот молар константно се зголемуваат. При првото мерење разликата е најмала и изнесува 0,02 mm при премерувањето во двата правца, а после 48 часа надминува 0,06 mm во буко-палатинален правец и 0,05 mm во мезио-дистален правец.

Во табела 5 и графикони 6 и 7 се прикажани добиените резултати од премерувањето на препарираниот премолар во различен временски период. На добиените реплика модели настанатите промени во вредноста се најмали кај мерењето веднаш и остануваат исти и кај мерењето по 4 часа, додека потоа се зголемуваат и изнесуваат 0,02 mm при премерувањето во буко-палатинален правец и при премерувањето во мезио-дистален правец после 48 часа од отпечатувањето.

Во табела 6 и графикони 8 и 9 се прикажани добиените резултати од премерувањето на препарираниот молар на добиените реплика модели во различен временски период. Настанатите промени се најмали кај мерењето веднаш додека потоа се зголемуваат.

Димензионалните промени кои настанаа при премерувањето на реплика моделите од отпечатокот од адиционен силикон и по 48 часа не надминуваат 0,03 mm.

Резултатите добиени од премерувањето на реплика моделите и кај моларот се идентични со резултатите кај премоларот, пред се затоа што испитуваниот отпечаточен материјал е истиот, а и дебелината на отпечатокот во буко-дистален правец е иста со дебелината на отпечатокот во мезио-дистален правец од 2-4mm. Димензионалните промени добиени кај моделот од отпечатокот од кондензационен силикон со премерување на препарираниот молар после 48 часа надминуваат 0,5%.

---

Кај премерувањата на реплика моделите добиени од отпечатокот од адиционен силиконски отпечаточен материјал може да се забележи дека настанатите димензионални промени се многу помали од димензионалните промени кои настанаа кај реплика моделите добиени од отпечатоците од кондензационен силикон, што укажува дека адициониот силикон е димензионално постабилен од кондензациониот. Ваквите резултати беа очекувани имајќи го во предвид фактот дека при полимеризацијата адиционите силикони не ослободуваат нуспроизводи и заради тоа контракцијата која настанува при стврднувањето е многу мала. Димензионалните промени кои настанаа и се премерени кај препарираниот молар на реплика моделите добиени од отпечатокот земен со адиционен силикон, се поклопуваат со добиените резултати како кај премоларот, што се должи на истата дебелина на отпечатокот кај сите заби и во сите правци од фантомскиот модел кој се користеше за контролен модел. Димензионалните промени кои настанаа и при премерувањето на реплика моделите по 48 часа не надминуваат 0,3%

Димензионалната промена која настана кај испитуваните еластомерни силикони, беше во склад со упатството на производителот за максималната промена која ја покажуваат нивните материјали после 48 часа. Разликите во проценти не се статистички значајни 1,08% за двата испитувани материјали, но може да кажеме дека тенденција за најмала промена, односно најголема стабилност покажа адициониот силикон (Variotime Easy Putty, Heraeus Kulzer) 0,30%, додека кондензациониот силикон (Xantopren Comfort, Heraeus Kulzer) покажа тенденција за поголема промена, односно помала стабилност 0,78%. Овој резултат е последица на разликата во контракцијата, имајќи во предвид дека адиционите силикони имаат помала контракција за време на полимеризацијата во однос на кондензационите (8). Помалата димензионална стабилност која ја покажуваат кондензационите силикони е последица на нивниот начин на полимеризација, при што доаѓа до ослободување на нус производ (34). Адиционите силикони покажуваат супериорна димензионална стабилност,

---

затоа што при полимеризацијата не ослободуваат никаков нуспроизвод (20).

Од досегашната анализа на податоците, констатиравме дека меѓу двата типа на еластомерни силиконски отпечаточни маси постои значајна разлика во корист на адициониот силикон кој се покажа далеку постабилен од кондензациониот силикон, но од клинички аспект настанатата димензионална промена е незначајна.

Евалуација при анализата на димензионалната стабилност е подобрена со користење на современи скенери. Во студијата која е спроведена од страна на Маркович (2012) е користен ( Carl Zeiss, Contura G2) сложен метролошки инструмент кој се користи за мерење на должини и агли на избраните предмети. Испитувани се два отпечаточни материјали кондензационен силикон (Oranwash, Zhermack, Italy, light body) и адиционен силикон (Elite HD+, Zhermack, Italy, light body). Двата отпечаточни материјали покажале задоволителни резултати во однос на димензионалната стабилност и линеарните промени не биле поголеми од 1% (17).

Во студијата спроведена од Берхамович (2012) испитувана е димензионалната стабилност на четири еластомерни отпечаточни материјали дезинфицирани со потопување во 0,5% раствор од хлорхексидин диглуконат. Испитувани се примероци од два адициони силикони (Virtual, Ivoclar Vivadent и Elite H-D+, Zermack), полиетер (Impregum F, 3M Espe) и кондензационски силикон (Oranwash L, Zermack). Процентот на линеарните димензионални промени на сите четири примероци не ги надминуваат дозволените 1,5% (2).

Иако спроведените испитувања се различни и испитуваните материјали се различни резултатите кореспондираат со резултатите добиени во овој специјалистички труд.

Rowe и Forrest употребиле 0,5% раствор од хлорхексидин во 70% алкохол за дезинфекција потопувајќи примероци од повеќе отпечаточни материјали, меѓу нив имало и силикони и полиетри, во време од 30 секунди, 1 минута, 5 минути и 24 часа. Тие не успеале да измерат димензионална разлика меѓу



---

дезинфицираните и недезинфицираните материјали, но не наведуваат прецизни податоци (25).

Шимунович-Шошкич (2001) ја испитала прецизноста на два различни кондензациски силикони со мала вискозност после нивното стврднување (Хантопрен - Bayer, Германија и RTV - Bosnalijek, Сараево, БиХ). И двата испитувани силиконски кондензациски материјали со ниска вискозност, без обзир на начинот на припрема, покажале континуирана контракција. Колку материјалот бил оставен подолго време, толку контракцијата била поголема што е пример и со испитувањето во овој труд. После 2 часа контракцијата кај сите примероци била поголема од 0,5% (38).

Kempler со сор. (1983) утврдиле дека контракцијата на отпечаточните силиконски материјали после 2 часа е преголема за да се толерира и затоа препорачуваат, отпечатоците земени со силикони да се излеат со тврд гипс за 30 минути (13).

Welker и сор. (1981) исто така предупредиле на контракцијата на силиконските материјали за отпечаток. Тие ја мереле тежината на примероците по стврднувањето, по 24 часа и по 48 часа, а намалувањето на тежината по 24 часа изнесувало 2,8% и 7,5% по 48 часа (37). Важноста од навременото излевање на отпечатоците е потенцирана и во овој специјалистички труд.

---

**Заклучок (Conclusion)**

---

## 7. Заклучок (Conclusion)

1. Испитуваните еластомерни силиконски отпечаточни материјали, ги задоволуваат критериумите според ISO 4823 стандардите во однос на димензионалната стабилност и ги сметаме за задоволителни за клиничка употреба;
2. Според резултатите на ова истражување, контракцијата на испитуваниот кондензационен силикон од тип III е поголема од 0,5% после првите 4 часа и затоа отпечатоците земени со наведениот материјал потребно е за пократко време да се излеат со супер тврд гипс;
3. Примената на компјутерите и компјутерските системи во стоматологијата ни обезбедуваат нови перспективи и пошироки можности за интраорална регистрација на ткивата, но отпечаточните материјали ќе останат сигурен метод за отпечатување за годините што доаѓаат.
4. Со статистичката евалуација на дефинираните параметри на испитуваните и контролниот примерок, заклучивме дека бараните критериуми за избор во истражувачкиот труд се исполнети.

---

**Користена литература (REFERENCES)**

---

## 8. Користена литература (REFERENCES)

1. American National Standards institute/American Dental Association. (2007). ANNSI/ADA specification no.19, dental elastomeric impression materials. Chicago: ADA. Journal of the American Dental Association 94, 7333741.
2. Berhamovic, L. (2012). Dimenzionalna stabilnost cetiri elastomerna otisna materijala dezinficirana uranjanjem u otopinu 0,5% Hlorheksidin diglukonata. Katedra I klinika za stomatolosku protetiku, JU Stomatoloski fakultet sa klinika u Sarajevu-Bosna I Hercegovina: Originalni naucni rad, 53-60.
3. Butta, R., Tredwin, Ch. J., Nesbit, M., Moles, D.R. (2008). Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials, The Journal of Prosthetic Dentistry, 93.
4. Corso, M., Abanomy, A., Di Canzio, J., Zurakowski, D., Morgano, SM. (1998) The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. Journal of Prosthetic Dentistry, 79(6), 626-631.
5. Daou, E.E. (2010). *The elastomers for complete denture impression: A review of the literature.* The Saudi dental journal 22, 153-160
6. Fano V., Gennari PU., Ortali I. (1992). Dimensional stability of silicone-based impression materials. Dental Materials. 105-109.
7. Георгиев, Т.П., Мутафчиев, В., Ервант, П.М.Ј., Болчева, А.Г., Тончев, А.Т. (1997). Збни протези и ортодонтски апарати, „Jusautor“, Софија, 190-193.
8. Goldfogel, M., Harvey, W.L., Winter, D. (1985). Dimensional change of acrylic resin tray materials, Journal of Prosthetic Dentistry, 54.
9. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. (2011). Impression Materials in Fixed Prosthodontics: Influence of Choice on Clinical Procedure. Journal of

- 
- Prosthodontics-Implant Esthetic Standardisation IOF. ISO 482. Dentistry-  
Elastomeric Impression Materials. Geneva, Switzerland and  
Reconstructive Dentistry, 60-153.
10. International Organisation for Standardisation. (1984) Dental Materials -  
elastomeric impression materials. ISO 4823; 1-13.
  11. Иванов, С. (1997). Материалознание, „Полиграф“-Пловдив, 29-  
30,178-189.
  12. Јеролимов, В. (2005). Основе стоматолошких материјала,  
Стоматолошки факултет- Загреб, 161-176.
  13. Kempler, D., Parades, J., Donald, M. (1983). Clinical manipulative  
properties of silicone impression materials. Quintessence Int ; 4: 893-7.
  14. Lacy, A. M., Fukui, H., Bellman, T., Jendersen, M. (1981). Time  
dependent accuracy of elastomer impression materials. Part I:  
condensation silicones. J.Prosthet. Dent 45/2, 209-214.
  15. Lacy, A. M., Fukui, H., Bellman, T., Jendersen, M. (1981). Time  
dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II:  
polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. J. Prosth. Dent 45/3, 329-  
333.
  16. Lucas, M.G., Arioli, J.N., Nogueira, S.S., Batista, A.U.D., Pereira, R.D.  
(2009). Effect of Incorporation of Disinfectant Solutions on Setting Time,  
Linear Dimensional Stability, and Detail Reproduction in Dental Stone  
Casts. Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive  
Dentistry. 18(6):521-6.
  17. Marković, D. (2012). The dimensional stability of elastomeric dental  
impression materials. Contemporary Materials, 105-110.
  18. Мирчев, Е. (1996) Клиника на фиксната стоматолошка протетика,  
НИП Студентски збор-Скопје, 109-129.
  19. Мирчев, Е. (1993). Технологија на материјали, Просветно дело-  
Скопје, 32-47.

- 
20. Marcinak C.F, Draughn R.A. (1982). Linear dimensional changes in addition curing silicone impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 411-413.
  21. Пантелич, С.Р. (1998). Стоматолошка протетика: фиксне надокнаде, Универзитет у Београду, Београд, 8, 116.
  22. Pereira, J.R., Murata, K.Y., de Valle, A.L., Ghizoni, J.S., Shiratori, F.K. (2010). Linear dimensional changes in plaster die models using different elastomeric materials, *Brazilian oral research*. 24/3, 336-341.
  23. Pant, R., Juszczak, A.S., Clark, R. K. F., Radford, D. R. (2008). Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials, *Journal of dentistry* 36, 456–461.
  24. Ралев, Р. Д., Георгиев, Т. П., Филчев, А. Д. (1999). Пропедевтика на протетичната стоматологија, „Jusautor“, Софија, 152-160.
  25. Rowe, A.H.R, Forrest, J.O. (1978). Dental impressions. The Probability of Contamination and a Method of Disinfection. *Br Dent J* ; 145:184-186.
  26. Saber, F., Abolfazli, N., Kohsoltani, M. (2010). The effect of disinfection by spray atomization on dimensional accuracy of condensation silicone impressions. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 4(4): 124-9.
  27. Surendra, GP., Anjum, A., Babu, CLS., Shetty, S. (2011) Evaluation of dimensional stability of autoclavable elastomeric impression material. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 11(1): 63-6.
  28. Самит, Ј.Б., Робинс, Ј.В., Хилтон, Т.Ј., Шварц, Р.С. (2011). Основи на реставрација на забите – Современ пристап- Скопје, 507.
  29. Сувин, М. (1988). Биолошки темелји протетике, Школска книга- Загреб, 165-182.
  30. Сувин, М., Косовел, З. (1975). Фиксна протетика, Школска книга- Загреб, 37-56.

- 
31. Сувин, М. (1965). Стоматолошка протетика, Школска книга-Загреб, 26-37.
  32. Stober, T., Johnson, G.H., Schmitter, M. (2010). Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 103(4):228-39.
  33. Stamenkovic, D., Obradovic-Đuricic, K., Ivanovic, V., Vulicevic, Z.R., Markovic, D., Todorovic, A., (2009). et al. *Stomatološki materijali*. Beograd: Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet.
  34. Вуковојац, П. (1963). Стоматолошка протетика, Српско лекарско друштво-Београд, 235-239.
  35. Wadhvani, Ch.P.K., Johnson, G.H., Lepe, X., Raigrodski, A.J. (2009). Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93.
  36. Wadhvani C.P.K, Johnson G.H, Lepe X, Raigrodski A.J. (2005). Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 93(6):530-9.
  37. Welker, D., Mehner, M., Otto, G., Wustelt, K. (1981). Werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchungen von additions und kondensationsvernetzten Silikone Abformwerkstoffen. *Prot Stom*; 31: 383-92.
  38. Шимуновић-Шошкич, М., Делич З. (2001). Прецизност двају различитих силикона кондензациског типа мале вискозности након стврдјавања. Завод за денталну патологију и стоматолошку протетику, Студиј стоматологије, Медицинског факултета, Свеучилишта у Ријеци, 331-337.
  39. [http://www.eradovi.rs.sr/index.php?option=btg\\_rad&idrad=591#.VWwimC91rIU](http://www.eradovi.rs.sr/index.php?option=btg_rad&idrad=591#.VWwimC91rIU) (превземено на 08.04.15)
  40. <http://dentalnewsmagazine.blogspot.com/2012/10/variotime-heraeus-kulzer.html> (превземено на 22.04.2015)
  41. [http://heraeuskulzereeu.com/en/ee/ee/products\\_1/dentistry\\_5/impression\\_materials/impression\\_materials.aspx](http://heraeuskulzereeu.com/en/ee/ee/products_1/dentistry_5/impression_materials/impression_materials.aspx) (превземено на 22.04.15)