

# SVOJSTVA I PRIMJENA BIOKOMPATIBILNIH MATERIJALA

---

**Jurčić, Domagoj**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2021**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **Karlovac University of Applied Sciences / Veleučilište u Karlovcu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:128:532965>

*Rights / Prava:* [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-01-14**



**VELEUČILIŠTE U KARLOVCU**  
Karlovac University of Applied Sciences

*Repository / Repozitorij:*

[Repository of Karlovac University of Applied Sciences - Institutional Repository](#)



zir.nsk.hr



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
STROJARSKI ODJEL  
*Preddiplomski stručni studij Strojarstva*

Domagoj Jurčić

**SVOJSTVA I PRIMJENA  
BIOKOMPATIBILNIH MATERIJALA**

Završni rad

Karlovac, 2021. godina.

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
*STROJARSKI ODJEL*  
*Preddiplomski stručni studij Strojарstva*

Domagoj Jurčić

**SVOJSTVA I PRIMJENA  
BIOKOMPATIBILNIH MATERIJALA**

Završni rad

Mentor:  
Dr.sc. Tihana Kostadin

Karlovac, 2021. godina.

## **IZJAVA:**

Izjavljujem da sam ja - Domagoj Jurčić, OIB: 51971716234, matični broj: 0248055503, upisan u absolventsku akademsku godinu 2020./2021. izradio ovaj završni rad samostalno, koristeći se znanjem stečenim tijekom obrazovanja na Veleučilištu u Karlovcu te uz stručnu pomoć i vođenje mentorice Dr.sc. Tihane Kostadin. Posebno se zahvaljujem profesoru Nikoli Šimuniću, mag.ing.mech. na ustupljenim materijalima u svrhu izrade ovog završnog rada te obitelji, prijateljima i kolegama na potpori za vrijeme trajanja studija.

Domagoj Jurčić

---

Karlovac, 20.9.2021.



VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
Karlovac University of Applied Sciences

Klasa:  
602-11/\_\_\_-01/\_\_\_

Ur.broj:  
2133-61-04-\_\_\_-01

Datum:

## ZADATAK ZAVRŠNOG / DIPLOMSKOG RADA

Ime i prezime	DOMAGOJ JURČIĆ	
OIB / JMBG		
Adresa		
Tel. / Mob./e-mail		
Matični broj studenta	0110615060	
JMBAG	0248055503	
Studij (staviti znak <b>X</b> ispred odgovarajućeg studija)	<input checked="" type="checkbox"/> <b>X preddiplomski</b>	<input type="checkbox"/> specijalistički diplomski
Naziv studija	STROJARSTVO	
Godina upisa	2015.	
Datum podnošenja molbe	01.07.2021.	
Vlastoručni potpis studenta/studentice		

Naslov teme na hrvatskom: SVOJSTVA I PRIMJENA BIOKOMPATIBILNIH MATERIJALA

Naslov teme na engleskom: PROPERTIES AND APPLICATION OF BIOCOPMPTIBLE MATERIALS

**Opis zadatka:** Rad se sastoji od teorijskog i eksperimentalnog dijela. U teorijskom dijelu opisati polimerne materijale, sa posebnim naglaskom na biopolimere i biokompatibilne materijale, kao i njihovu primjenu u tehnici i dentalnoj medicini. U eksperimentalnom dijelu napraviti ispitivanje vlačne čvrstoće za uzorke iz jedne vrste biokompatibilnog materijala. Opisati materijal i korištenu opremu. Također izračunati modul elastičnosti. Ispitivanja napraviti u Laboratoriju za ispitivanje materijala Veleučilišta u Karlovcu. Napraviti osnovnu statističku obradu i analizirati rezultate. Na kraju napisati odgovarajući zaključak. Rad urediti prema pravilima VUK.

Mentor:

Predsjednik Ispitnog povjerenstva:

## SADRŽAJ

SADRŽAJ .....	1
POPIS SLIKA .....	2
POPIS TABLICA.....	3
POPIS PRILOGA.....	4
POPIS OZNAKA .....	5
SAŽETAK.....	6
SUMMARY .....	7
1. UVOD.....	8
2. RAZVOJ POLIMERA KROZ POVIJEST.....	9
3. POLIMERNI MATERIJALI.....	10
3.1. Polimerizacija.....	11
3.2. Podjela polimera prema strukturi i svojstvima .....	12
3.2.1. Plastomeri .....	13
3.2.2. Elastomeri .....	14
3.2.3. Duromeri .....	15
3.3. Biopolimeri .....	15
3.4. Primjena biopolimera u dentalnoj medicini .....	17
3.4.1. Akrilatni polimeri (PMMA).....	18
3.5. Primjena polimera i polimernih kompozita u medicini .....	19
4. EKSPERIMENTALNI DIO .....	21
4.1. Opis materijala .....	21
4.2. Opis opreme .....	22
4.2.1. Kidalyca Shimadzu AG-X Plus .....	22
4.2.2. Stratasys Objet30 Orthodesk.....	23
4.3. Epruveta za ispitivanje statičkog vlačnog pokusa.....	24
4.4. Ispitivanje statičke vlačne čvrstoće.....	25
4.5. Rezultati ispitivanja vlačne čvrstoće.....	26
4.5.1. Izračun vlačne čvrstoće.....	27
4.5.2. Statistička obrada rezultata .....	30
4.5.3. Izračun modula elastičnosti.....	31
5. ANALIZA REZULTATA .....	33
6. ZAKLJUČAK.....	34
LITERATURA.....	35
PRILOZI.....	37

---

**POPIS SLIKA**

Slika 1. Razvoj polimernih materijala [3] .....	10
Slika 2. Polimerizacija [5] .....	12
Slika 3. Struktura polimera [4] .....	13
Slika 4. Shema amorfne i kristalaste strukture [7] .....	14
Slika 5. Biopolimeri u prirodi [9] .....	15
Slika 6. Podjela biopolimera [10] .....	16
Slika 7. Zubna proteza od polimera [14] .....	17
Slika 8. Akrilatni polimer (PMMA) [16] .....	18
Slika 9. PMMA dentalna proteza [17] .....	19
Slika 10. Biopolimeri u medicini [18] .....	19
Slika 11. Polimerni kompoziti u medicini [19] .....	20
Slika 12. Kidalica Shimadzu AG-X Plus .....	22
Slika 13. Stratasys Objet30 Orthodesk [22] .....	23
Slika 14. Prikaz standardne epruvete .....	24
Slika 15. Provođenje ispitivanja .....	25
Slika 16. Epruvete nakon ispitivanja .....	26

**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Razvoj polimera kroz povijest [1] .....	9
Tablica 2. Svojstva biopolimera [11] .....	16
Tablica 3. Opća svojstva materijala MED610 [20].....	21
Tablica 4. Iznosi početnih duljina epruveta .....	25
Tablica 5. Rezultat ispitivanja.....	26
Tablica 6. Iznosi izmjerene vlačne čvrstoće.....	30
Tablica 7. Iznosi produljenja.....	31



**POPIS PRILOGA**

Prilog 1. Izvješće o ispitivanju epruvete 1 .....	37
Prilog 2. Hookeov dijagram epruvete 1 .....	38
Prilog 3. Izvješće o ispitivanju epruvete 2 .....	39
Prilog 4. Hookeov dijagram epruvete 2 .....	40
Prilog 5. Izvješće o ispitivanju epruvete 3 .....	41
Prilog 6. Hookeov dijagram epruvete 3 .....	42
Prilog 7. Izvješće o ispitivanju epruvete 4 .....	43
Prilog 8. Hookeov dijagram epruvete 4 .....	44
Prilog 9. Izvješće o ispitivanju epruvete 5 .....	45
Prilog 10. Hookeov dijagram epruvete 5 .....	46

**POPIS OZNAKA**

<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
MMA	-	Metakrilat
PA	-	Poliamid
PAN	-	Poliakrilonitril
PC	-	Polikarbonat
PCL	-	Polikoprolaktan
PDS	-	Polidioksanon
PE	-	Polietilen
PEEK	-	Poli(eter-eter-keton)
PET	-	Poli (etilen-tereftalat)
PGA	-	Poliglikolid
PLA	-	Polilaktid
PMB	-	Polimerni modificirani bitumen
PMMA	-	Poli(metil-metakrilat)
PP	-	Polipropilen
PPF	-	Propilen fumarat
PS	-	Polistiren
PSU	-	Polisuflon
PTFE	-	Politetrafluoretilen
PU	-	Poliuretan
PVAC	-	Polivinil acetat
PVC	-	Polivinil klorid
SAN	-	Stiren akrilonitril
<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
$F_k$	[N]	Konačna sila
$F_m$	[N]	Maksimalna sila
$R_k$	[N/mm <sup>2</sup> ]	Granica loma
$R_m$	[N/mm <sup>2</sup> ]	Vlačna čvrstoća
$S_0$	[mm <sup>2</sup> ]	Površina početnog poprečnog presjeka epruvete
$\Delta L_u$	[mm]	Produljenje
$L_0$	[mm]	Početna duljina epruvete
$L_c$	[mm]	Duljina ispitnog dijela epruvete
$a$	[mm]	Debljina epruvete
$A$	%	Postotak produljenja epruvete
$b$	[mm]	Širina epruvete
$B$	[mm]	Širina glave epruvete
$\varepsilon$	[mm/mm]	Istezanje
$E$	[N/mm <sup>2</sup> ]	Modul elastičnosti
$h$	[mm]	Visina glave epruvete
$\sigma$	[N/mm <sup>2</sup> ]	Naprezanje

**SAŽETAK**

Tema ovog završnog rada je „Svojstva i primjena biokompatibilnih materijala“.

U teorijskom dijelu opisani su polimerni materijali s naglaskom na biopolimere i biokompatibilne materijale. Također se govori o postanku polimera, njihovom razvoju te se opisuju njihova struktura i obilježja.

Na kraju teorijskog dijela rada opisani su: primjena biopolimera u dentalnoj medicini i kirurgiji, materijali koji se koriste te njihove prednosti i nedostaci.

U eksperimentalnom dijelu rada detaljnije je opisan ispitivani materijal te oprema korištena u ispitivanju.

Opisane su dimenzije standardne epruvete te ukratko objašnjen statički vlačni pokus.

Prikazani su izračuni vlačne čvrstoće, produljenja te standardne devijacije i modula elastičnosti.

U analizi rezultata opisani su rezultati ispitivanja te je iznesen zaključak.

U prilogu su priložena izvješća o ispitivanju materijala te Hookovi dijagrami svih uzoraka.

**Ključne riječi:** biopolimeri, biokompatibilni materijali, dentalna medicina, vlačna čvrstoća

---

**SUMMARY**

The subject of this paper is 'Properties and application of biocompatible materials'.

In the theoretical part, polymeric materials are described, with emphasis on biopolymers and biopolymeric materials. Polymer formation and their development is mentioned and their structure and features are described.

At the later sections of the theoretical part, the application of biopolymers in dental and surgical medicine is described, with mentions of used materials and their advantages and shortcomings.

In the experimental part of the paper, examined material and equipment used in testing are explained in more detail. The dimensions of test examples are listed and the static tensile test is described.

Tensile strength calculation, extension, standard deviation and module of elasticity are all shown.

The result analysis lists the results of the experiment and draws a conclusion.

Test reports and Hooke diagrams for all samples are attached.

**Key words:** biopolymers, biocompatible materials, dental medicine, tensile strength

## 1. UVOD

Pojam biokompatibilni materijali koristi se kao naziv za one materijale koji ne rade nikakvu štetu živom tkivu. Organizam takvu vrstu materijala prepoznaje kao vlastito, a ne strano tijelo. Zbog toga ne dolazi do alergijskih reakcija i težnje organizma za odbacivanjem takvih materijala.

Razvoj medicine i potreba čovječanstva za repliciranjem dijelova tijela te izrada medicinskih pomagala rezultirali su primjenom biokompatibilnih materijala u suvremenoj medicini.

Biokompatibilni materijali se koriste kao ključni dijelovi u izradi umjetnih dijelova ozlijeđenih i/ili uništenih tkiva kao što su koštano, mišićno ili krvožilno tkivo.

Također su glavni materijal za izradu implantata u dentalnoj medicini i estetskoj kirurgiji.

Možda i najvažnija primjena biokompatibilnih materijala u medicini leži u mogućnosti izrade cjelovitih vitalnih organa te pomagala kao što je „pacemaker“.

Stoga najvažnije svojstvo biokompatibilnih materijala mora biti dugovječnost, tj. nepromjenjivost svojstava tokom vrlo dugog perioda vremena, zbog toga što za razliku od živog tkiva, sintetsko tkivo se ne može samo obnovljati.

Kako razvoj medicine nije moguć bez razvoja tehnike i tehnologije te njihov razvoj teče usporedno i ovisno jedno o drugom, biokompatibilni materijali našli su primjenu u tehnici u svrhu izrade pouzdanih i izdržljivih elemenata, gdje su potrebna zadovoljavajuća svojstva koja biokompatibilni materijali za razliku od konvencionalnih zadovoljavaju.

U eksperimentalnom dijelu ovog rada ispitan je uzorak biokompatibilnog polimera MED610 te je utvrđeno zadovoljava li materijal zahtjeve suvremene dentalne medicine.

## 2. RAZVOJ POLIMERA KROZ POVIJEST

U sljedećoj tablici naveden je razvoj polimera kroz povijest.

**Tablica 1. Razvoj polimera kroz povijest [1]**

<b>Prije 1800.</b>	Uporaba polimera traje koliko i postojanje čovjeka jer su se materijali kao što su vuna, pamuk, svila, koža i drvo koristili od vremena prvih ljudi u svrhu izrade odjeće te raznih oružja i oruđa
<b>1833.</b>	Švedski kemičar Jöns Jakob Berzelius nazvao je polimerima kemijske spojeve koji se sastoje od istovrsnih ponavljanih jedinica, „mera“
<b>1839.</b>	Eduard Simon proveo je prvi postupak polimerizacije zagrijavanjem uljaste tekućine (stiren) te dobio krutu, prozirnu masu Iste godine, Charles Goodyear prvi je proveo postupak vulkanizacije u kojoj je iz prirodnog kaučuka dobio gumu
<b>1907.</b>	Prvi potpuno sintetski polimer dobiven reakcijom fenola i formaldehida razvio je belgijski kemičar Leo Baekeland i nazvao ga bakelit
<b>1922.</b>	Njemački kemičar Hermann Staudinger iznio je teoriju prema kojoj se polimer sastoji od dugih lanaca atoma povezanih kovalentnim vezama u makromolekule, za koju je tek nekoliko desetljeća kasnije dobio Nobelovu nagradu
<b>1930. – ih.</b>	Započinje značajniji razvoj polimerne industrije, sintetizirani su: PVC, PMMA, PS, PE, PVAC, PAN i SAN
<b>1934.</b>	Wallace Carotthes sintetizirao je najlon postupkom kondenzacijske polimerizacije
<b>1940. – ih.</b>	Kondenzacijskom polimerizacijom proizvedeni su PET i nezasićeni poliester
<b>1955. – 1970.</b>	Proizvedeni su PC, silikoni, acetal, epoksi i poliuretanske smole. Proizvedeni su prvi kompozitni materijali upotrebom sintetskih smola i ojačivača (staklena vuna, ugljična vlakna, aramidna vlakna (Kevlar))
<b>1970. – 1990.</b>	Polimeri postupno zamjenjuju metal i drvo
<b>1990. – ih.</b>	Proizvedene su sintetske smole vrlo sofisticiranih svojstava kao što su: visokotemperaturna otpornost, niska zapaljivost, osjetljivost na svjetlo, električna vodljivost, biorazgradivost i biokompatibilnost. Poboljšana su svojstva katalizatora koja su omogućila bolja i nova svojstva polimera
<b>21. stoljeće</b>	Traje tzv. „polimerno doba“

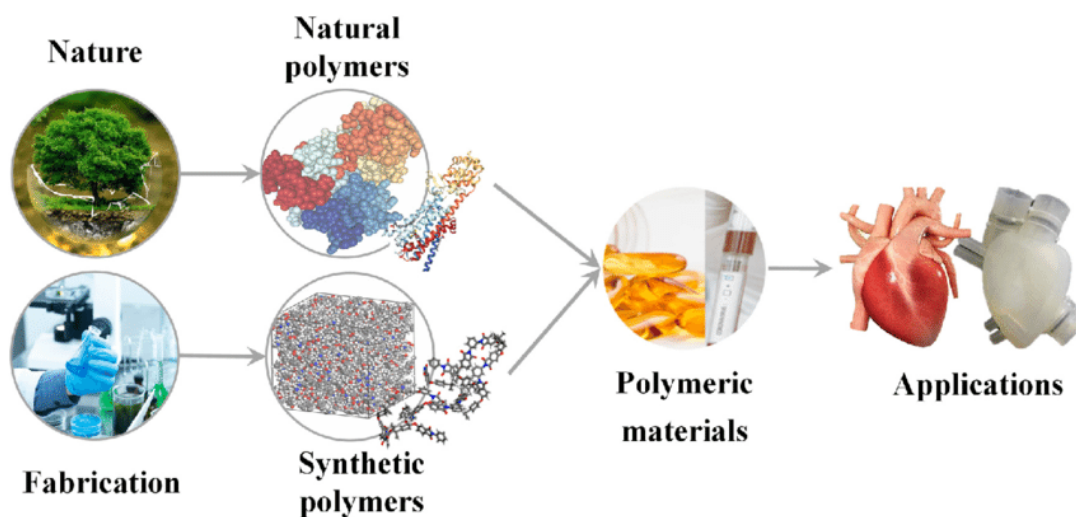
### 3. POLIMERNI MATERIJALI

Pojam polimerni materijali obuhvaća prirodne i sintetske tvari čija se struktura sastoji od sustava međusobno povezanih makromolekula. Osnovna gradivna jedinica polimera jest monomer. Naziv „polimer“ potječe od starogrčkih riječi *poli* (mnogo) i *meros* (čestica). [2]

Polimeri su neizostavan dio u građi biljnog i životinjskog svijeta te ih nalazimo u obliku bjelančevina, celuloze, kaučuka, prirodnih smola, škroba, polisaharida i ostalog.

Podjela polimera moguća je prema nekoliko kriterija.

Prema postanku dijele se na prirodne i sintetske (umjetne). Prirodni polimeri dijele se na modificirane i nemodificirane. Nemodificirani polimeri su nam vrlo poznati u prirodi, a to su celuloza, vuna, pamuk, svila i ostali. Najpoznatiji modificirani polimer je guma koja se dobiva iz kaučuka. [2]



Slika 1. Razvoj polimernih materijala [3]

### 3.1. Polimerizacija

Nastanak polimera događa se u procesu polimerizacije. Polimerizacija je kemijska reakcija u kojoj se niskomolekulski monomeri međusobnim povezivanjem kovalentnim kemijskim vezama povezuju u makromolekule (polimere). [4]

Polimerizacija se izražava stupnjem polimerizacije (DP), što predstavlja broj ponavljenih jedinica polimerne molekule. Oligomeri su polimeri sa malim stupnjem polimerizacije.

Reakcija se može provoditi u masi, otopini, emulziji, suspenziji i plinskoj fazi.

Prema reakcijskom mehanizmu razlikujemo stupnjevitu i lančanu polimerizaciju:

#### 1. Stupnjevita polimerizacija [4]

Događa se po principu reakcije dvije vrste monomera, gdje svaka sadrži po dvije istovrsne funkcijske skupine (hidroksilna, karboksilna, esterska, aminska)

Moguća je i reakcija jedne vrste monomera ali takva reakcija mora sadržavati dvije različite funkcijske skupine.

Najrašireniji oblik stupnjevite polimerizacije je polikondenzacija, gdje uz produkt polimera nastaje nusprodukt kao što je voda, alkohol, amonijak i slično. Najčešći polimeri koji nastaju polimerizacijom su poliesteri, poliamidi, aminoplasti, fenolformaldehidni i epoksidni polimeri.

Ostali oblici stupnjevite polimerizacije su oksidacijska polimerizacija te polimerizacija uz prijenos reaktivnog ugljika.

#### 2. Lančana polimerizacija [4]

Lančanom polimerizacijom se polimeriziraju nezasićeni monomeri te je potrebno dodavati katalizator kako bi se kemijska reakcija pobudila. Naziva se i poliadicija, zbog postupnog dodavanja monomerskih molekula.

Razlikujemo radikalsku, ionsku i koordinativnu polimerizaciju.

- a) U radikalskoj polimerizaciji dolazi do reakcije slobodnih radikala, tzv. inicijacije.

Radikali nastaju od peroksida, alifatskih diazo spojeva ili kisika. Oni reagiraju sa monomerom te nastaje novi radikalski centar na kraju rastuće makromolekule, na koji se dodaju monomerne molekule (propagacija). Taj proces se odvija do terminacije, tj. zaustavljanja reakcije. Tim procesom nastaju polietilen niske gustoće, polistiren, poli(vinil-klorid), poli(metil-metakrilat) i dr.



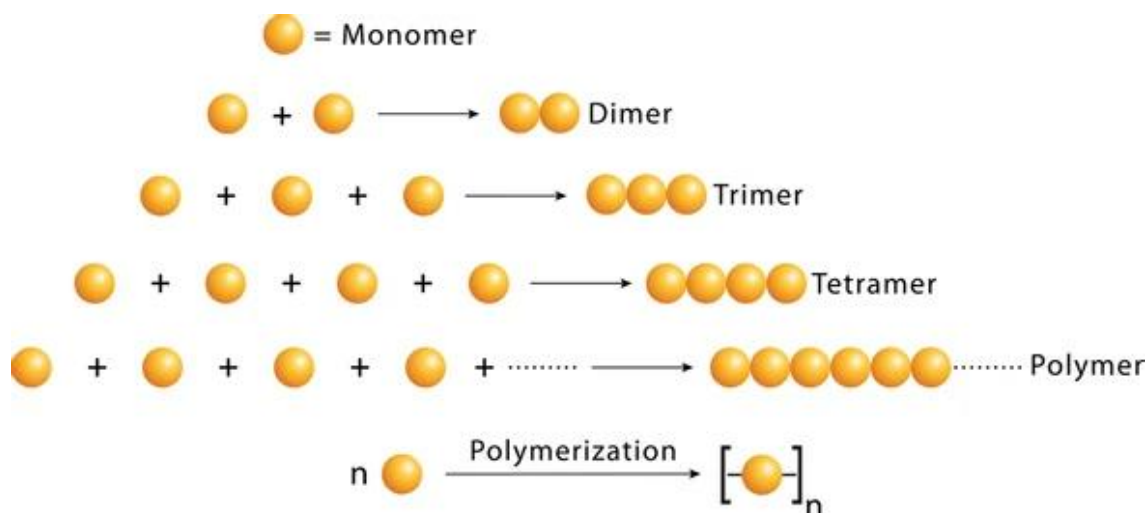
- b) Ionskom polimerizacijom se kao katalizator koriste ioni. Razlikujemo anionsku i kationsku polimerizaciju.

Anionska polimerizacija djeluje po principu jakih donora elektrona kao što su Lewisove baze. Produkti su izopren, butadien, akrilonitril, etilen-oksidi i drugi.

Kationska polimerizacija katalizira se jakim receptorima elektrona, kao što su Lewisove kiseline i Friedel-Craftsov katalizator. Produkti su formaldehid, izobutilen, vinil eteri i drugi.

- c) Kod koordinatne polimerizacije monomeri se ugrađuju između inicijatora i rastućeg lanca te se sterički usmjeravaju i nastaje polimer.

Produkti su polietilen visoke gustoće, polipropilen, kopolimeri etilena i propilena, poliizopren, polibutadien.



Slika 2. Polimerizacija [5]

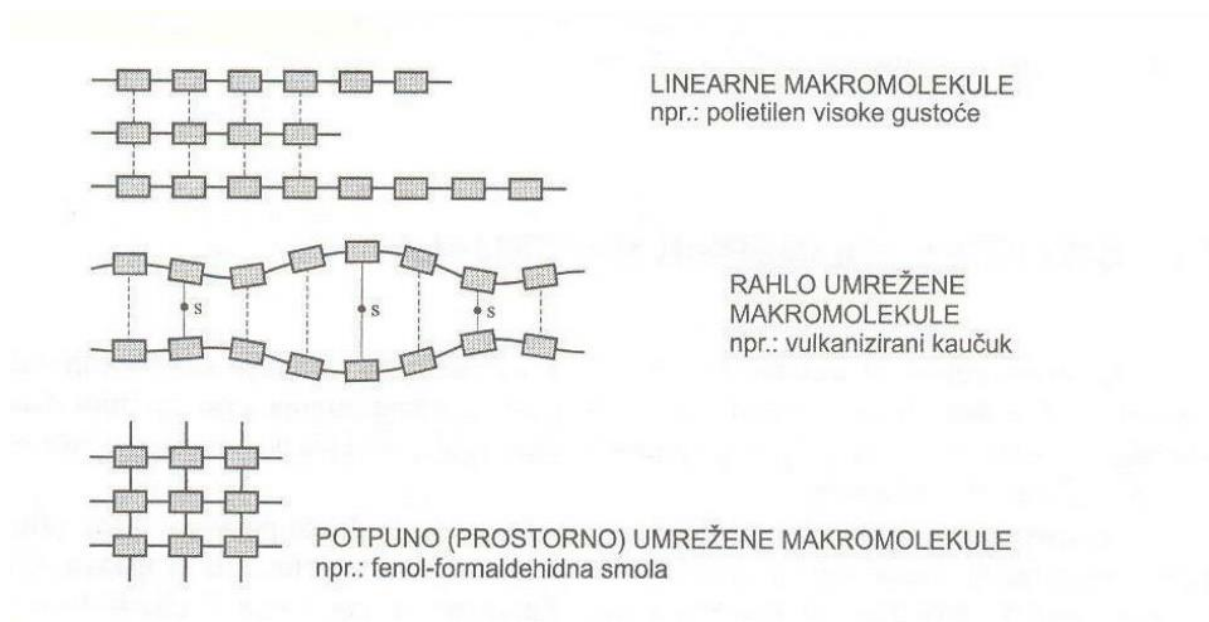
### 3.2. Podjela polimera prema strukturi i svojstvima

Polimeri se razlikuju prema fizikalnim i mehaničkim svojstvima koje određuju razna svojstva poput kemijskog sastava, raspored makromolekula (struktura), jačina i vrsta kemijskih veza, stupanj polimerizacije i ostalo. [6]

Po kemijskom sastavu razlikujemo organske i anorganske polimere.

U znanosti o materijalima u strojarstvu najčešća je podjela prema njihovom ponašanju pri povišenim temperaturama te se dijele na:

- Plastomere
- Elastomere
- Duromere
- Posebnu skupinu čine elastoplastomeri, koju čini kombinacija plastomera i elastomera. Kao što naziv govori, ova vrsta polimera ima svojstva i plastomera i elastomera. Karakteriziraju ih svojstva koja imaju elastomeri dok su radna svojstva kao kod plastomera.



**Slika 3. Struktura polimera [4]**

### 3.2.1. *Plastomeri*

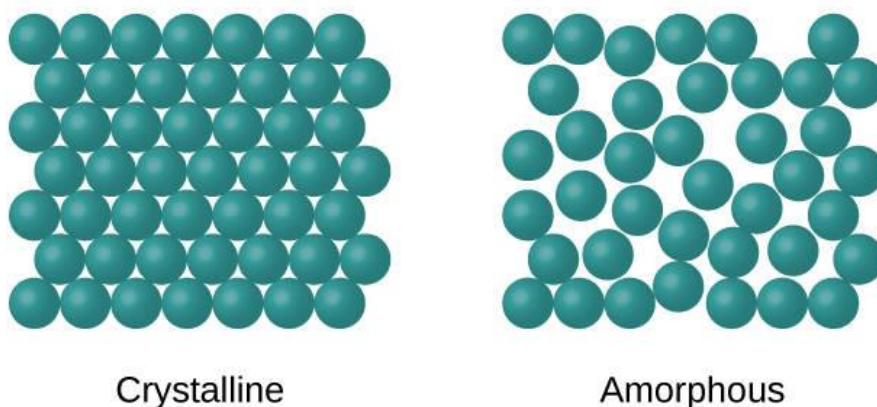
Plastomeri su polimeri koji se sastoje od linearnih i granatih makromolekula povezanih sekundarnim vezama. Veze zagrijavanjem popuštaju, makromolekule se slobodno gibaju i plastomer prelazi u taljevinu. Hlađenjem dolazi do obrnutog procesa gdje se sekundarne veze ponovno uspostavljaju te plastomer postaje čvrsta tvar. Najčešći su u primjeni od svih polimera. Stoga je karakteristika polimera mogućnost cikličnog pretvaranja iz čvrstog u tekuće stanje, bez promjene osnovnih svojstava. Prema stupnju uređenosti strukture dijele se na amorfne i kristalaste. [6]

- Amorfni plastomeri sastoje se od amorfne strukture, tj. nemaju jasno određenu strukturu, već postoji određeni principalni strukturni red od približno jednake udaljenosti među molekulama. Obilježja su im prozirnost, krhkost i slaba kemijska postojanost.

Najpoznatiji primjeri u praksi su staklo, vosak i smola.

- Kristalasti plastomeri su vrsta koja sadrži amorfnu strukturu sa određenim stupnjem kristalnosti. Viši stupanj kristalne faze poboljšava gustoću, tvrdoću i krutost, dok veći udio amorfne faze utječe na preradivost.

Primjeri kristalastih plastomera su polietilen (PE), polipropilen (PP), poli(vinilklorid) (PVC), Polistiren (PS), poli(etil-tereftalat) (PET).



Slika 4. Shema amorfne i kristalaste strukture [7]

### 3.2.2. Elastomeri

Elastomeri imaju djelomično umreženu strukturu, odnosno makromolekule su im međusobno povezane primarnim i sekundarnim vezama. Elastomer prilikom dovodenja topline omekša zbog popuštanja sekundarnih veza dok postojanost primarnih veza onemogućava njegovo potpuno taljenje. [4]

Glavne karakteristike elastomera su njihova otpornost deformaciji, postojanost pri višim i nižim temperaturama te nepropusnost vode i zraka.

Najpoznatiji elastomer je guma koja se dobiva iz prirodnog ili sintetskog kaučuka.

### 3.2.3. Duromeri

Duromeri su netaljive i netopljive tvari zbog svoje gusto umrežene strukture. Velike su čvrstoće, tvrdoće i toplinske postojanosti. Nastaju zagrijavanjem smole uz dodatak relativnih spojeva (umrežavala), time nepovratno otvrdnu te postanu netopljivi i netaljivi. [4]

Primjeri duromera su: fenolformaldehidni polimeri, epoksidne smole, melaminske smole, ureaformaldehidne smole te nezasićeni poliesteri.

### 3.3. Biopolimeri

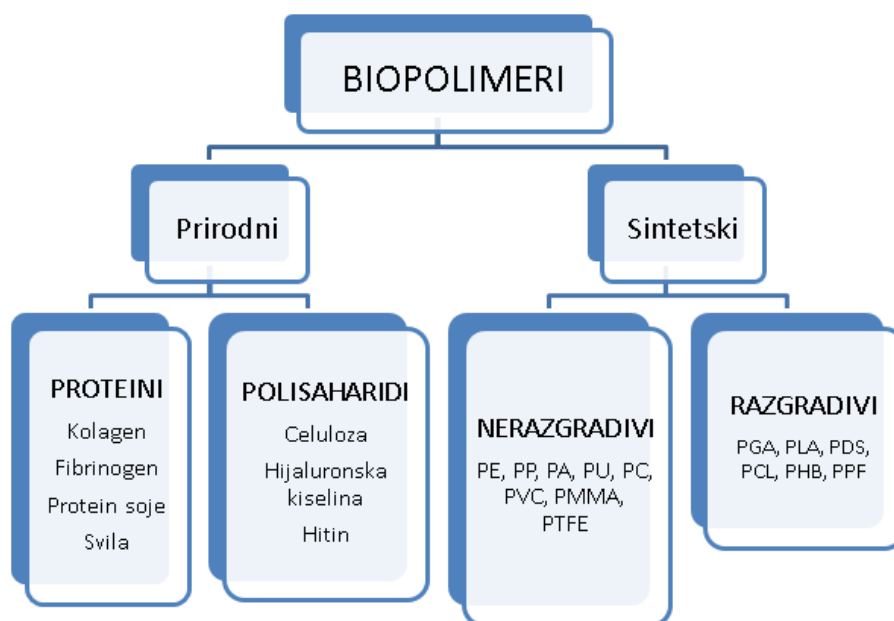
Razvoj biopolimera započeo je 90-ih godina 20. stoljeća ponajviše zbog potrebe za razgradivom ambalažnom plastikom radi problematike onečišćenja okoliša. Razgradive biopolimere moguće je proizvesti iz bioloških i petrokemijskih tvari. Ekološki prihvatljivija proizvodnja je ona iz biološkog porijekla zbog minimalne potrošnje sirovina, što znači jednostavnost procesa te manje zagađenje. Postoje biopolimeri biljnog te životinjskog porijekla. [8]



Slika 5. Biopolimeri u prirodi [9]

Biopolimeri biološkog porijekla razgradivi su na principu djelovanja mikroorganizama, tj. oni ih razgrađuju u okolišu. Neki biopolimeri, kao što su poliamidi i polietileni nisu biorazgradivi jer se sastoje od predugih i čvrsto povezanih lanaca molekula što onemogućava mikroorganizmima da ih razgrade.

Na brzinu razgradnje utječu faktor okoliša i svojstva polimernog materijala (struktura, morfologija, kristaličnost, molekulska masa, funkcionalnost i topljivost). Uz razinu biorazgradivosti bitne stavke su mehanička i kemijska svojstva, odnosno funkcionalnost materijala. [6]



Slika 6. Podjela biopolimera [10]

Razlikujemo četiri vrste biopolimera prema njihovom porijeklu:

Tablica 2. Svojstva biopolimera [11]

PODRIJETLO	PREDNOSTI	NEDOSTACI	PREDSTAVNICI
<b>Prirodni polimeri</b>	Obnovljivi, jeftini	Mala ponovljivost i raznolikost svojstva materijala	Škrob, celuloza, PHB
<b>Monomeri proizvedeni fermentacijom</b>	Obnovljivi, dobra ponovljivost svojstava i kontrola strukture materijala	Visoka cijena	Polilaktidi (PLA) Polikaprolakton (PCL)
<b>Monomeri proizvedeni iz petrokemikalija</b>	Dobra ponovljivost i svojstva materijala, Jeftini, brza sinteza	Neobnovljivi izvori ( nafta, plin)	Poliester amid, poliester uretan, Alifatski homopoliester, alifatsko-aromatski kopoliester
<b>Modificirani prirodni polimeri</b>	Djelomično iz obnovljivih izvora, raznolikost svojstava	Skupi, otežana kontrola strukture	Celulozni acetat, škrobni acetat

### 3.4. Primjena biopolimera u dentalnoj medicini

Polimerni materijali primjenjuju se u stomatologiji preko sto godina. Prvi materijal koji se koristio bila je guma, sve do pojave poli(metil-metakrilata) - PMMA, 1937. godine. Ti materijali, poznati i kao akrilati, svoju primjenu nalaze sve do danas. Odlikuju ih dobra kemijska i fizikalna svojstva, jednostavna priprema i oblikovanje te estetika. [12]

Zadovoljavaju karakteristiku biokompatibilnosti te bakteriološko, fiziološko i patološko ponašanje. Polimeri moraju podnositi uvjete u usnoj šupljini, kao što su djelovanje žvačnih sila, promjena temperature i Ph – vrijednosti. Moraju biti otporni na enzime i bakterije te ostati biološki inertni prilikom primjene.

Polimeri moraju sadržavati mehanička svojstva poput tvrdoće, čvrstoće, modula elastičnosti, otpornosti na trošenje te toplinsko i udarno opterećenje. Također su bitna i fiziološko- kemijska svojstva poput netopivosti polimera u usnoj šupljini, male apsorpcije vode, neutralnog okusa i mirisa te dimenzijske stabilnosti. Metakrilatni polimeri imaju prihvatljiva radna svojstva, jednostavno se pripremaju i oblikuju te su pritom bezopasni. Također, dobro prijanjaju sa metalima.

Polimerizacija se odvija na visokom stupnju iskoristivosti što rezultira zanemarivom količinom ostatnog monomera, što je vrlo važno zbog toga jer on može uzrokovati iritacije, upale i alergijske reakcije na sluznici. [13]



Slika 7. Zubna proteza od polimera [14]

### 3.4.1. Akrilatni polimeri (PMMA)

U dentalnoj medicini se najčešće koriste polimerizirani akrilati, te se nazivaju i poliakrilati. Oni su esteri akrilatne kiseline te je u stomatologiji najzastupljeniji metil metakrilat (MMA). Akrilati su dvokomponentni sustavi koji se sastoje od tekućeg (najčešće voda) i krutog dijela u obliku praha. Agregatno stanje je određeno stupnjem polimerizacije.

Kod polimerizacije tekućina je nepolimerizirani (MMA) tj. monomer dok je prah polimerizat (PMMA), odnosno polimer. [15]



Slika 8. Akrilatni polimer (PMMA) [16]

Razlikujemo toplo i hladno polimerizirajuće akrilate koji se mogu stvrdnuti pri sobnoj temperaturi.

Oni se koriste za izradu zubnih proteza, bezbojni su te se premazuju bojom kako bi bili sličniji tkivima u usnoj šupljini. Nemaju okus i miris, dok imaju malu specifičnu masu.

Prednosti su visoka obradivost te niska cijena zbog čega su vrlo traženi u dentalnoj medicini.

Nedostatak je što nemaju potrebitu čvrstoću i tvrdoću te manju otpornost na abraziju. Također imaju povećanu krutost zbog većeg modula elastičnosti. Porozni su što može dovesti do lomova te negativno utječe estetski.

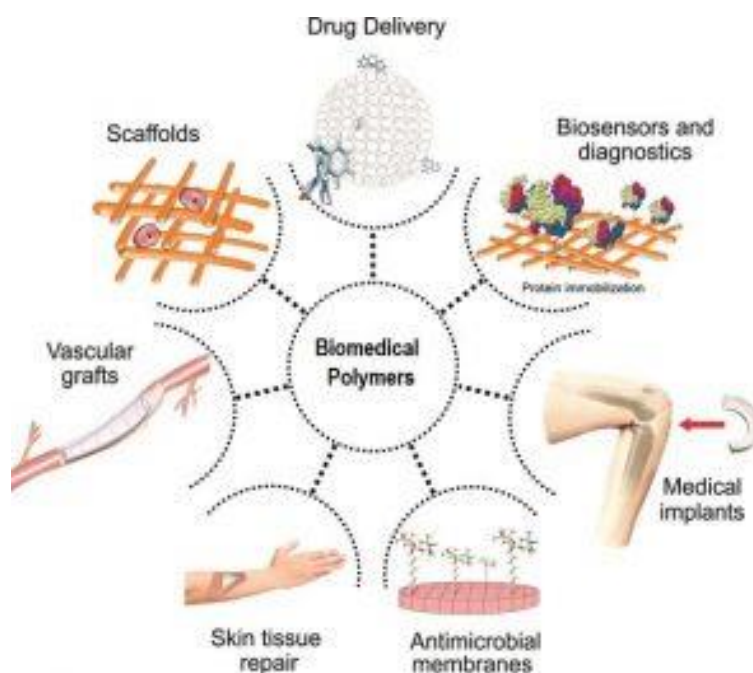
Ipak, bez obzira na nedostatke, danas su nezamjenjivi u stomatologiji ponajviše zbog niske cijene i visoke obradivosti i koriste se u 98% slučajeva izrade proteza.



Slika 9. PMMA dentalna proteza [17]

### 3.5. Primjena polimera i polimernih kompozita u medicini

U medicini kod replikacije dijelova tijela nalazimo gotovo sve vrste materijala od kojih su najzastupljeniji polimeri, npr. polietilen (PE), poliuretan (PUR), poli (eten- tereftalat) (PET), poli (eter-eter-keton) (PEEK), polisulfon (PSU). Od metala se koriste nehrđajući čelik, titanijeve i kobalt - kromove legure, te keramike na osnovi aluminijevog i cirkonijevog oksida.

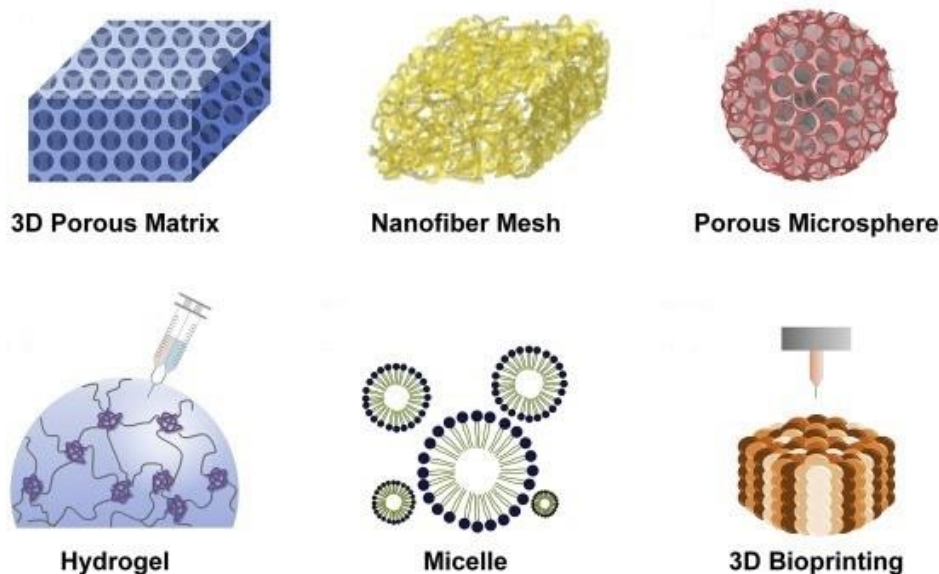


Slika 10. Biopolimeri u medicini [18]



Razvojem medicine uvedeni su novi materijali za replikaciju različitih vrsta tkiva koje nalazimo u ljudskom tijelu. Jednu od najznačajnijih primjena pronašli su polimerni kompoziti. Oni su pogodniji jer za razliku od konvencionalnih materijala poput metala, polimera i keramike, daju potrebni balans u mehaničkim svojstvima. Npr. metali su previše kruti i korozivni, keramika prekrhka, a polimeri presavitljivi i slabi za obavljanje funkcije u ljudskom tijelu. [11]

Koriste se za replikaciju organa, zglobova, kostiju, tetiva, hrskavica te umjetnu kožu, udove, proteze, uređaje i pomagala za obnavljanje nakon lomova i operacijskih zahvata.



Slika 11. Polimerni kompoziti u medicini [19]

Primjena biopolimera povezuje medicinu i tehniku na način da tehnika omogućava primjenu biopolimera u medicini. Tehnikom se biopolimernim elementima ispituju njihova svojstva te se prikupljaju podaci bez kojih ne bi bilo moguće saznati, mogu li obavljati određenu funkciju u organizmu.

Biopolimerni elementi, korišteni u medicini, dobivaju se tehničkim procesima te napredak tehnologije pozitivno utječe na napredak medicine u rješavanju problema, s ciljem poboljšanja kvalitete ljudskog života.

## 4. EKSPERIMENTALNI DIO

### 4.1. Opis materijala

U eksperimentalnom dijelu zadatka korišten je prozirni biokompatibilni polimer MED610 prema standardu DEN EN ISO 10993-1:2009. Materijal je transparentan, visoke dimenzijske stabilnosti te idealan za primjenu koja zahtijeva dugotrajan kontakt s kožom. [20]

Tablica 3. Opća svojstva materijala MED610 [20]

Svojstvo	Standard	Iznos
Vlačna čvrstoća	D-638-03	50 – 65 MPa (7,252 – 9,427 psi)
Konačno istezanje	D-638-05	10 – 25%
Modul elastičnosti	D-638-04	2,000 – 3,000 MPa (290.1 – 435.1 ksi)
Čvrstoća savijanja	D-790-03	75 – 110 MPa (10,878 – 15,954 psi)
Modul savijanja	D-790-04	2,200 – 3,200 MPa (319.1 – 464.1 ksi)
Udarni rad loma prema Izodu	D-256-06	20 – 30 (0.37 – 0.56 ft-lb/in)
Apsorpcija vode	D-570-98 24HR	1.1 – 1.5%
Tg	DMA E	52 – 54 °C (126 – 130 °F)
Površinska tvrdoća	Scale D	83 – 86 D
Tvrdoća po Rockwellu	Scale M	73 – 76 M
Gustoća polimerizacije	ASTM D792	1.17 – 1.18 (g/cm <sup>3</sup> ) (0.676 – 0.682 oz/in <sup>3</sup> )
Biokompatibilnost	prEN ISO 10993-1:2017	Trajan kontakt s kožom (>30 dana) Privremen kontakt sa sluznicom (do 24 sata)
Metoda sterilizacije		Gamma sterilizacija, koristeći dozu od 25–50 kGy Sterilizacija parom, u trajanju 4 minute pod 132 °C
Način uklanjanja		WaterJet ili otapalo

## 4.2. Opis opreme

### 4.2.1. Kidalica Shimadzu AG-X Plus

Ispitivanje statičkog vlačnog pokusa provodi se na uređaju koji se naziva „kidalica“ ili univerzalna ispitivalica. Prema načinu pogona, kidalice dijelimo na mehaničke, hidrauličke, pneumatske i električne. Kidalica ima mogućnost ostvarivanja vlačnog i tlačnog opterećenja.

Osnovni dijelovi kidalice su: okvir (postolje), mehanizam za opterećivanje, mjerni uređaj i uređaj za očitavanje rezultata.

Statičko vlačno ispitivanje se provodi na način da se epruveta pričvrsti u gornju i donju čeljust. Tijekom ispitivanja čeljusti se gibaju u suprotnim stranama te se vlačno opterećenje prenosi na najslabiji dio, tj. epruvetu. Gibanje čeljusti se kontinuirano provodi do loma epruvete.

Ispitivanje statičnog vlačnog pokusa provedeno je u laboratoriju za ispitivanje materijala Veleučilišta u Karlovcu. Kao uređaj za ispitivanje korištena je kidalica Shimadzu AG-X Plus, koja je u vlasništvu Veleučilišta u Karlovcu.



Slika 12. Kidalica Shimadzu AG-X Plus

Specifikacije kidalice Shimadzu AG-X Plus [21]:

- mjerno područje do 100 kN
- savojno, vlačno i tlačno ispitivanje
- mogućnost ispitivanja plosnih epruveta debljine do 21 mm
- mogućnost ispitivanja epruveta kružnog presjeka

#### 4.2.2. *Stratasys Objet30 Orthodesk*

Testirane epruvete izradene su 3D printom na uređaju Stratasys Objet30 Orthodesk. Uređaj je prvenstveno namijenjen za izradu zuba i zubala te dentalnih kirurških vodilica, zbog toga što izrađuje vrlo precizne modele sa preciznošću od 0.1 mm. U mogućnosti je printati modele maksimalne veličine od 300 x 200 x 100 mm. Print se vrši PolyJet tehnologijom. [22]

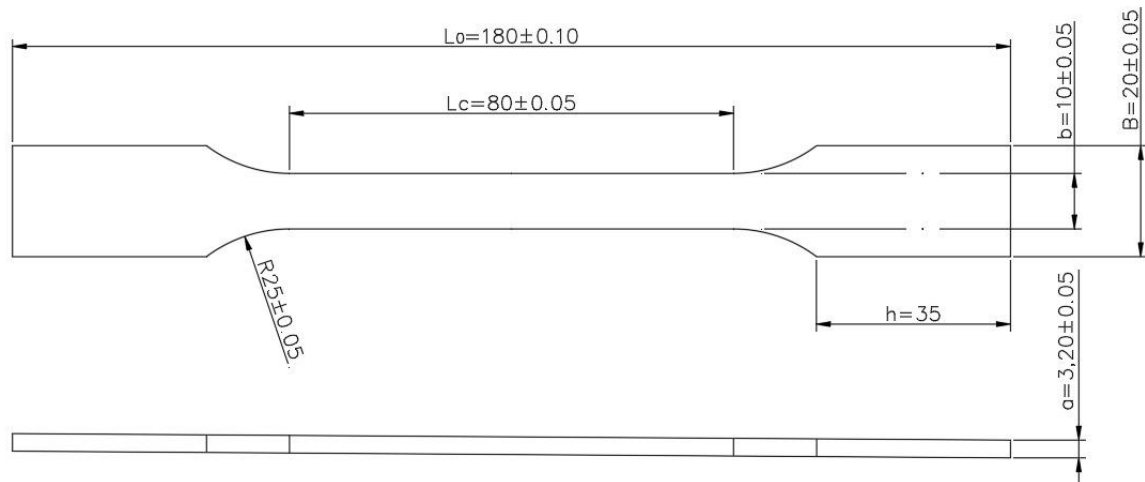


Slika 13. Stratasys Objet30 Orthodesk [22]

### 4.3. Epruveta za ispitivanje statičkog vlačnog pokusa

U svrhu ispitivanja koristi se standardna epruveta pravokutnog presjeka.

Ispitni uzorak je izrađen prema standardu ISO 527-2 postupkom 3D printanja.



Slika 14. Prikaz standardne epruvete

Oznake:

$L_0$  – početna ukupna duljina epruvete

$L_c$  – duljina ispitnog dijela epruvete

$h$  – duljina glave epruvete

$a$  – debljina epruvete

$B$  – širina glave epruvete

$b$  – širina epruvete

#### 4.4. Ispitivanje statičke vlačne čvrstoće

Osnovna mehanička svojstva nekog materijala utvrđuju se ispitivanjem statičkim vlačnim pokusom. Ispitivanje se provodi s ciljem utvrđivanja ponašanja materijala u uvjetima jednoosnog statičnog vlačnog naprezanja.

Ovom vrstom ispitivanja moguće je utvrditi granicu razvlačenja, vlačnu čvrstoću, silu loma, istezljivost i kontrakciju.

Tablica 4. Iznosi početnih duljina epruveta

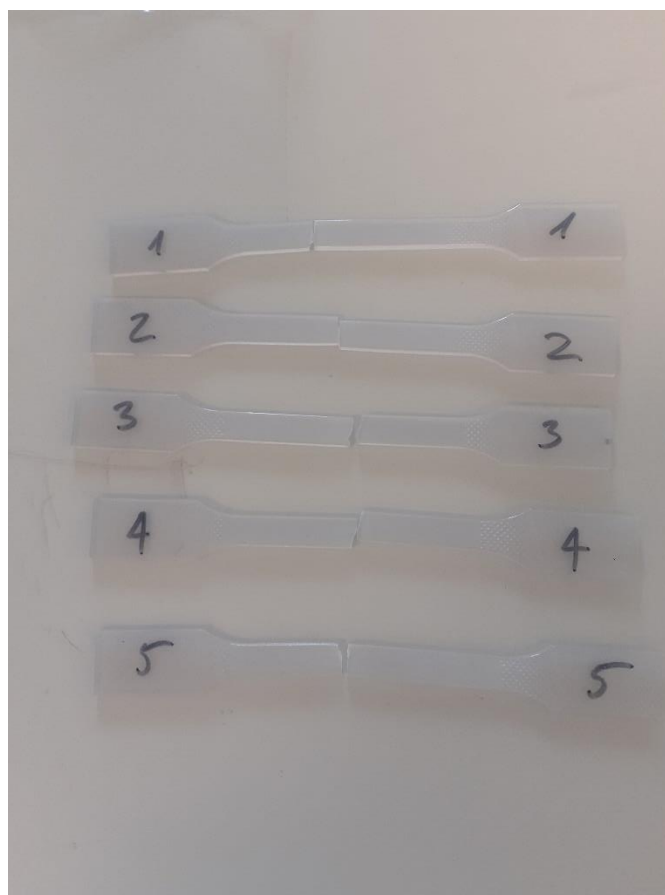
Epruveta	Iznosi početnih duljina epruveta, $L_0$ [mm]
1	72,83
2	81,6
3	79,2
4	84,5
5	84,98



Slika 15. Provođenje ispitivanja

#### 4.5. Rezultati ispitivanja vlačne čvrstoće

Prikaz epruveta nakon ispitivanja:



Slika 16. Epruvete nakon ispitivanja

Rezultati ispitivanja svih pet uzoraka prikazani su u sljedećoj tablici:

Tablica 5. Rezultat ispitivanja

Epruveta	Maksimalna sila ( $F_m$ ) [N]	Sila loma ( $F_k$ ) [N]	Vlačna čvrstoća ( $R_m$ ) [ $N/mm^2$ ]	Čvrstoća kod kidanja ( $R_k$ ) [ $N/mm^2$ ]	Produljenje ( $\Delta L$ ) [mm]	Istezanje [%]
1	2011,9	1799,44	62,872	56,2325	6,09998	8,37564
2	1978,21	1672,25	61,819	52,2579	6,21517	7,61756
3	2010,03	1925,25	62,8134	60,1639	6,05083	7,63994
4	1964,57	1827,43	61,3928	57,107	6,13094	7,25555
5	1933,4	1709,24	60,4187	53,4137	6,15063	7,23773

**4.5.1. Izračun vlačne čvrstoće**

Izraz za izračun vlačne čvrstoće:

$$R_m = \frac{F_m}{S_0} \text{ [N/mm}^2\text{]} \quad (1)$$

$R_m$  – vlačna čvrstoća [N/mm<sup>2</sup>]

$F_m$  – maksimalna sila [N]

$S_0$  – površina poprečnog presjeka epruvete [mm<sup>2</sup>]

Izraz za izračun granice loma:

$$R_k = \frac{F_k}{S_0} \text{ [N/mm}^2\text{]} \quad (2)$$

$F_k$  – konačna sila [N]

$S_0$  – površina poprečnog presjeka epruvete [mm<sup>2</sup>]

Izraz za izračun istežanja epruvete:

$$\varepsilon_u = \frac{\Delta L_u}{L_0} \text{ [mm/mm]} \quad (3)$$

$\Delta L_u$  – iznos produljenja [mm]

$L_0$  – početna duljina epruvete [mm]

Izraz za izračun postotka produljenja epruvete:

$$A = \frac{\Delta l}{l_0} \times 100 \text{ [%]} \quad (4)$$

$A$  – iznos istežanja [%]



Izračun za epruvetu 1:

$$s_0 = a \times b = 3,2 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} = 32 \text{ mm}^2$$

$$F_m = 2011,9 \text{ N}$$

$$R_m = \frac{F_m}{s_0} = \frac{2011,9 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 62,87 \text{ N/mm}^2 \quad (1)$$

$$F_k = 1799,44 \text{ N}$$

$$R_k = \frac{F_k}{s_0} = \frac{1799,44 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 56,23 \text{ N/mm}^2 \quad (2)$$

$$l_0 = 72,83 \text{ mm}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} = \frac{6,09998 \text{ mm}}{72,83 \text{ mm}} = 0,0838 \quad (3)$$

$$A = \varepsilon \times 100 = 0,0837 \times 100 = 8,38 \% \quad (4)$$

Izračun za epruvetu 2:

$$s_0 = a \times b = 3,2 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} = 32 \text{ mm}^2$$

$$F_m = 1978,21 \text{ N}$$

$$R_m = \frac{F_m}{s_0} = \frac{1978,21 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 61,82 \text{ N/mm}^2 \quad (1)$$

$$F_k = 1672,25 \text{ N}$$

$$R_k = \frac{F_k}{s_0} = \frac{1672,25 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 52,26 \text{ N/mm}^2 \quad (2)$$

$$l_0 = 81,6 \text{ mm}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} = \frac{6,216 \text{ mm}}{81,6 \text{ mm}} = 0,0762 \quad (3)$$

$$A = \varepsilon \times 100 = 0,076 \times 100 = 7,62\% \quad (4)$$

Izračun za epruvetu 3:

$$s_0 = a \times b = 3,2 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} = 32 \text{ mm}^2$$

$$F_m = 2010,03 \text{ N}$$

$$R_m = \frac{F_m}{s_0} = \frac{2010,03 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 62,81 \text{ N/mm}^2 \quad (1)$$

$$F_k = 1925,25 \text{ N}$$

$$R_k = \frac{F_k}{s_0} = \frac{1925,25 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 60,16 \text{ N/mm}^2 \quad (2)$$

$$l_0 = 79,2 \text{ mm}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} = \frac{6,05 \text{ mm}}{79,2 \text{ mm}} = 0,0764 \quad (3)$$

$$A = \varepsilon \times 100 = 0,076 \times 100 = 7,64\% \quad (4)$$

Izračun za epruvetu 4:

$$s_0 = a \times b = 3,2 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} = 32 \text{ mm}^2$$

$$F_m = 1964,57 \text{ N}$$

$$R_m = \frac{F_m}{s_0} = \frac{1964,57 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 61,39 \text{ N/mm}^2 \quad (1)$$

$$F_k = 1827,43 \text{ N}$$

$$R_k = \frac{F_k}{s_0} = \frac{1827,43 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 57,12 \text{ N/mm}^2 \quad (2)$$

$$l_0 = 84,5 \text{ mm}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} = \frac{6,13 \text{ mm}}{84,5 \text{ mm}} = 0,0725 \quad (3)$$

$$A = \varepsilon \times 100 = 0,0725 \times 100 = 7,25\% \quad (4)$$

Izračun za epruvetu 5:

$$s_0 = a \times b = 3,2 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} = 32 \text{ mm}^2$$

$$F_m = 1933,4 \text{ N}$$

$$R_m = \frac{F_m}{s_0} = \frac{1933,4 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 60,42 \text{ N/mm}^2 \quad (1)$$

$$F_k = 1709,24 \text{ N}$$

$$R_k = \frac{F_k}{s_0} = \frac{1709,24 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 53,41 \text{ N/mm}^2 \quad (2)$$

$$l_0 = 84,98 \text{ mm}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} = \frac{6,15 \text{ mm}}{84,98 \text{ mm}} = 0,0724 \quad (3)$$

$$A = \varepsilon \times 100 = 0,0723 \times 100 = 7,24\% \quad (4)$$

#### 4.5.2. Statistička obrada rezultata

Standardna devijacija je prosječno kvadratno odstupanje numeričkih vrijednosti neke veličine od njihove aritmetičke sredine.

Za izračun standardne devijacije potrebno je izračunati aritmetičku sredinu prema izrazu:

$$X = \frac{\sum R_m}{\text{br. uzoraka}} \quad (5)$$

Izračun standardne devijacije vrši se prema izrazu:

$$s = \sqrt{\frac{(\text{uzorak}_1 - x)^2 + (\text{uzorak}_2 - x)^2 + (\text{uzorak}_3 - x)^2 + (\text{uzorak}_4 - x)^2 + (\text{uzorak}_5 - x)^2}{n}} \quad (6)$$

Izračun standardne devijacije za vlačnu čvrstoću ( $R_m$ ):

**Tablica 6. Iznosi izmjerene vlačne čvrstoće**

Epruveta	Iznos vlačne čvrstoće ( $R_m$ ) [N/mm <sup>2</sup> ]
<b>1</b>	62,87
<b>2</b>	61,82
<b>3</b>	62,81
<b>4</b>	61,39
<b>5</b>	60,42
$\sum R_m$	309,31

$$X = \frac{\sum R_m}{\text{br. uzoraka}} = \frac{309,31}{5} = 61,862 \quad (5)$$

$$s = \sqrt{\frac{(62,87 - 61,862)^2 + (61,82 - 61,862)^2 + (62,81 - 61,862)^2 + (61,39 - 61,862)^2 + (60,42 - 61,862)^2}{5}} \quad (6)$$

$$s = 0,919$$

Izračun standardne devijacije za produljenje ( $\Delta L$ ):

**Tablica 7. Iznosi produljenja**

Epruveta	Iznos produljenja, $\Delta L$ [mm]
1	6,1
2	6,22
3	6,05
4	6,13
5	6,15
$\sum \Delta L$	30,56

$$X = \frac{\sum \Delta L}{\text{br. uzoraka}} = \frac{30,56}{5} = 6,11 \quad (5)$$

$$s = \sqrt{\frac{(6,1-6,11)^2 + (6,22-6,11)^2 + (6,05-6,11)^2 + (6,13-6,11)^2 + (6,15-6,11)^2}{5}} \quad (6)$$

$$s = 0,059$$

#### 4.5.3. Izračun modula elastičnosti

Modul elastičnosti ( $E$ ) je fizikalna veličina koja opisuje koliko se izduljena elastična tijela skrućuju ili produljuju pod djelovanjem sile ovisno o vrsti materijala. Izražena je omjerom naprezanja pod djelovanjem vlačne sile i relativne promjene duljine. [23]

Manji modul elastičnosti uzrokuje veću deformaciju tijela uz uvjet jednakog naprezanja.

Izraz za izračun modula elastičnosti glasi:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \left[ \frac{N}{mm^2} \right] \quad (7)$$

gdje je:

$\sigma$  - naprezanje  $\left[ \frac{N}{mm^2} \right]$

$$\sigma = \frac{F}{s_0} \left[ \frac{N}{mm^2} \right] \quad (8)$$

$\varepsilon$  - linearna elastična deformacija

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} \quad (9)$$

U nastavku je primjer za izračun modula elastičnosti za epruvetu 2:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{18,75 \text{ N/mm}^2}{0,013} = 1442 \left[ \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right] \quad (7)$$

$$s_0 = 3,2 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$$

$$\sigma = \frac{F}{s_0} = \frac{600 \text{ N}}{32 \text{ mm}^2} = 18,75 \left[ \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right] \quad (8)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} = \frac{1,1 \text{ mm}}{81,6 \text{ mm}} = 0,013 \quad (9)$$

## 5. ANALIZA REZULTATA

Analizom rezultata ispitivanja utvrđeno je da se mjerene vrijednosti maksimalne sile te produljenja svih pet epruveta nalaze u vrlo malom rasponu vrijednosti.

Izmjerena vrijednost maksimalne sile nalazi se u rasponu od 1933,4 N do 2011,9 N te srednja vrijednost izmjerene maksimalne sile iznosi 1979,62 N.

Iznos izmjerenog produljenja je u rasponu od 6,05083 mm do 6,21517 mm, sa srednjom vrijednosti izmjerenog produljenja koje iznosi 6,13 mm.

Vlačna čvrstoća u najmanjoj vrijednosti iznosi 60,42 N/mm<sup>2</sup> a u najvećoj vrijednosti 62,87 N/mm<sup>2</sup>, sa srednjom vrijednosti vlačne čvrstoće od 61,86 N/mm<sup>2</sup>.

Istezanje epruvete oscilira u rasponu od 7,24 % do 8,37 % sa srednjom vrijednosti od 7,63 %.

Iznos standardne devijacije za vlačnu čvrstoću iznosi 0,919 te za produljenje 0,059, čime je utvrđeno vrlo malo odstupanje od aritmetičke sredine.

Modul elastičnosti izračunat na jednom uzorku iznosi 1442 N/mm<sup>2</sup> što odgovara zahtjevima materijala.

Sve vrijednosti ispitivanja te dijagrami vidljivi su u priloženim izvješćima testiranja.

---

## 6. ZAKLJUČAK

Nakon provedenog ispitivanja statičnog vlačnog pokusa te analize rezultata, utvrđeno je da vlačna čvrstoća odgovara zahtijevanim vrijednostima za taj materijal.

Čvrstoća i modul elastičnosti biopolimernih materijala udovoljavaju zahtjevima u dentalnoj medicini te su oni prvi izbor kod odabira materijala za izradu dentalnih proteza.

Usvajanjem modernih postupaka proizvodnje (npr. 3D printanje) dodatno se poboljšava kvaliteta proizvoda izrađenih od biopolimernih materijala te se smanjuju vrijeme i trošak izrade.

Glavna značajka biokompatibilnih materijala je njihova inertnost prema živom tkivu te visoka obradivost većinom postupaka obrade.

U eksperimentalnom dijelu rada, dokazano je da vlačna čvrstoća i modul elastičnosti testiranog materijala (polimer MED610) udovoljavaju zahtjevima za primjenu u dentalnoj medicini.

Unatoč visokoj cijeni materijala i opreme, biokompatibilni materijali su najčešće primjenjivani tip materijala u dentalnoj medicini iz razloga što danas još uvijek ne postoje jeftinija alternativna rješenja.

Daljnijim testiranjem sličnih materijala te ulaganjem u nove postupke obrade, u budućnosti bi se to moglo promijeniti.

**LITERATURA**

- [1] Pomenić L., Materijali 1; Tehnički fakultet Rijeka
- [2] Bonato, J., Šabalja, Đ.: Tehnologijski razvoj i prve primjene polimernih materijala, Scientific Journal of Maritie Research, 26/2(2012), str./pp.307-31
- [3] [https://www.researchgate.net/figure/Nanostructures-of-polymeric-materials-in-modeling-Polymers-are-separated-into-two-types\\_fig2\\_343959707/](https://www.researchgate.net/figure/Nanostructures-of-polymeric-materials-in-modeling-Polymers-are-separated-into-two-types_fig2_343959707/) (1.9.2021.)
- [4] "Tehnička enciklopedija", Leksikografski zavod Miroslav Krleža
- [5] <https://www.shutterstock.com/image-vector/polymerization-reaction-polymer-units-how-does-1941189394> (19.09.2021.)
- [6] Rogić, A., Čatić, I., Godec, D.: Polimeri i polimerne tvorevine, Društvo za plastiku i gumu, Zagreb, 1990.
- [7] <https://velikirecnik.com/2016/12/29/amorfno/> (5.9.2021.)
- [8] Ghanbarzadeh B. i Almasi H., Biodegradable Polymersu "Biodegradation - Life of Science", ed. Chamy R., Rosenkranz F., Published: June 14 (2013)
- [9] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128192405000055> (15.9.2021.)
- [10] [https://www.researchgate.net/figure/Biopolymers-classification-explanation-of-abbreviations-are-located-in-the-text\\_fig1\\_284419165](https://www.researchgate.net/figure/Biopolymers-classification-explanation-of-abbreviations-are-located-in-the-text_fig1_284419165) (7.9.2021.)
- [11] Govorčin-Bajsić, E. „Materijali za predavanje iz kolegija „Struktura i svojstva polimernih materijala“, Fakultet kemijskog inženjerstva i tehnologije, Zagreb, 2015.
- [12] Bubalo, V.: Magistarski rad, Stomatološki fakultet, Sveučilište u Zagrebu, 2000.
- [13] Janović, Z.: Polimerizacije i polimeri, Hrvatsko društvo kemijskih inženjera i tehnologa, Zagreb, 1997.
- [14] <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=19116> (10.9.2021.)
- [15] Filetin, T., Kovačiček, F., Indof, J.: Svojstva i primjena materijala, Sveučilišni udžbenik, FSB, Zagreb, 2002., str. 171-186, 268-294
- [16] <https://www.globalsources.com/Acrylic-resin/PMMA-Acrylic-Virgin-Resin-Granules-1158901336p.htm#1158901336> (12.9.2021.)
- [17] <https://www.medicalexpo.com/prod/amann-girrbach/product-71298-694713.html> (15.09.2021)



- 
- [18] <https://www.technologytimes.pk/2017/08/15/biopolymers-for-medical-applications/>  
(10.9.2021.)
- [19] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079670016301137> (13.9.2021.)
- [20] <https://www.m3dd.com/system/wp-content/uploads/2014/11/Mehanicke-karakteristike-materijala.pdf> (10.9.2021.)
- [21] <https://www.shimadzu.eu/specifications-ag-xplus-floor-type> (10.9.2021.)
- [22] <https://www.m3dd.com/3d-printer/> (10.9.2021.)
- [23] Kraut, B.: Strojarski priručnik, Tehnička knjiga Zagreb, 1970.

**PRILOZI****IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU  
MATERIJALA**

Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	1
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

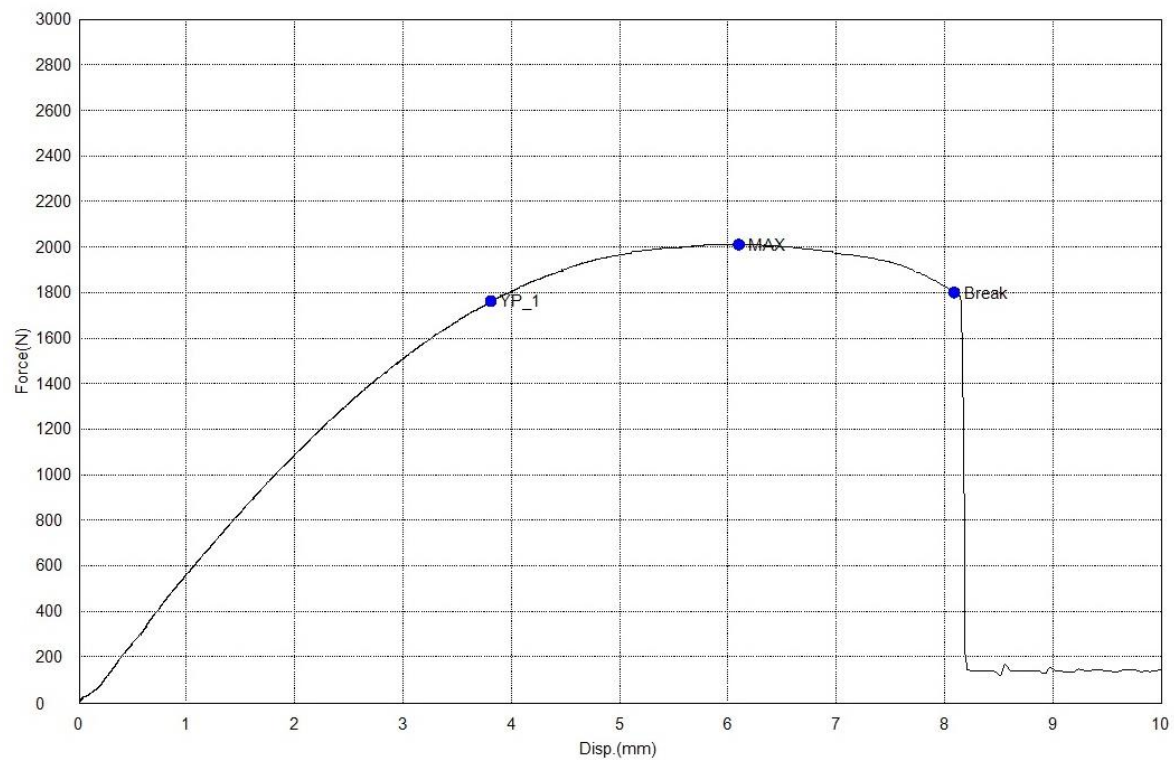
Name Parameters Unit	Max_Force Calc. at Entire Areas N	Max_Stress Calc. at Entire Areas N/mm2	Max_Stroke Calc. at Entire Areas mm	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas %
1_1	2011,90	62,8720	6,09998	8,37564

Name Parameters Unit	Break_Force Sensitivity: 10 N	Break_Stress Sensitivity: 10 N/mm2	Break_Stroke Sensitivity: 10 mm	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 %
1_1	1799,44	56,2325	8,09129	11,1098

Name Parameters Unit	YP(%FS)_Force 0,1 % N	YP(%FS)_Stress 0,1 % N/mm2	YP(%FS)_Stroke 0,1 % mm	YP(%FS)_Stroke Strain 0,1 % %
1_1	1760,96	55,0300	3,81473	5,23785

Name Parameters Unit	YS1_Force 0,2 % N	YS1_Stress 0,2 % N/mm2	YS1_Stroke 0,2 % mm	YS1_Stroke Strain 0,2 % %
1_1	--	--	--	--

**Prilog 1. Izvješće o ispitivanju epruvete 1**



**Prilog 2. Hookeov dijagram epruvete 1**

## IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	2
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

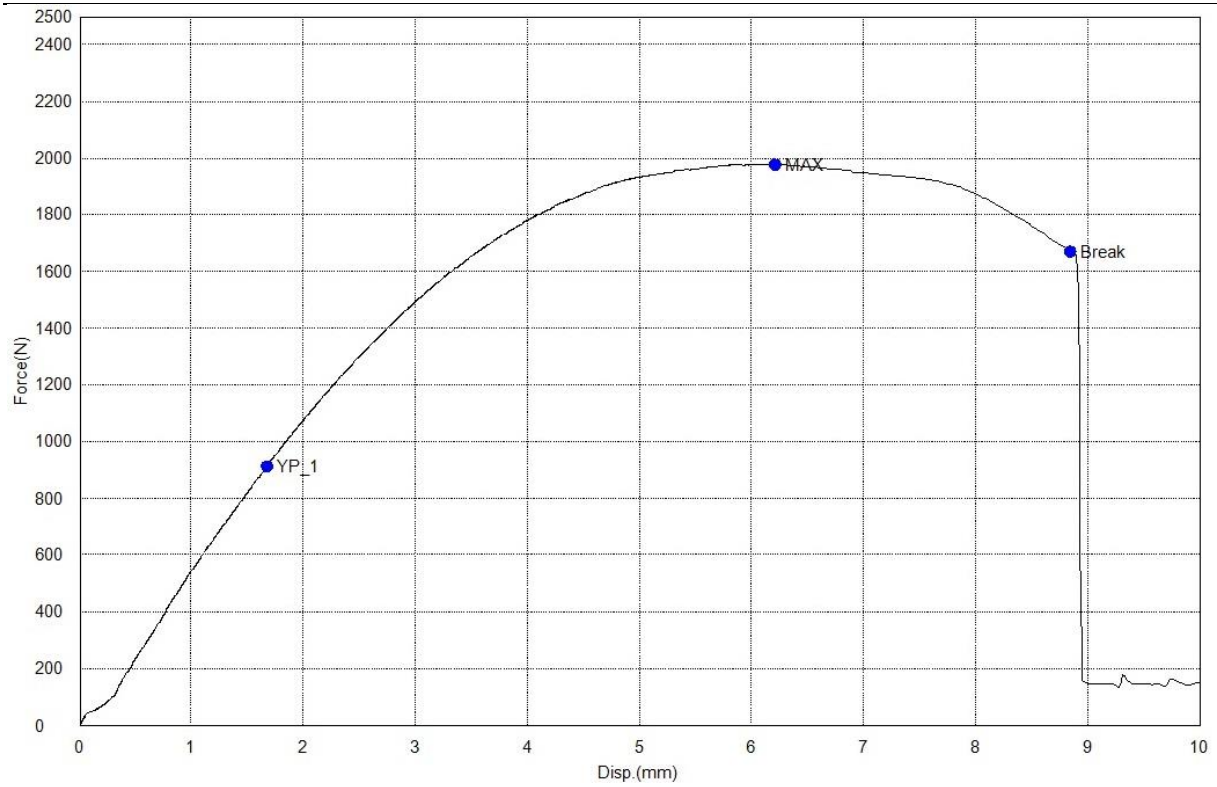
Name Parameters Unit	Max_Force Calc. at Entire Areas N	Max_Stress Calc. at Entire Areas N/mm2	Max_Stroke Calc. at Entire Areas mm	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas %
1_1	1978,21	61,8190	6,21517	7,61756

Name Parameters Unit	Break_Force Sensitivity: 10 N	Break_Stress Sensitivity: 10 N/mm2	Break_Stroke Sensitivity: 10 mm	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 %
1_1	1672,25	52,2579	8,84779	10,8442

Name Parameters Unit	YP(%FS)_Force 0,1 % N	YP(%FS)_Stress 0,1 % N/mm2	YP(%FS)_Stroke 0,1 % mm	YP(%FS)_Stroke Strain 0,1 % %
1_1	911,093	28,4717	1,67060	2,04756

Name Parameters Unit	YS1_Force 0,2 % N	YS1_Stress 0,2 % N/mm2	YS1_Stroke 0,2 % mm	YS1_Stroke Strain 0,2 % %
1_1	-.-	-.-	-.-	-.-

### Prilog 3. Izvješće o ispitivanju epruvete 2



**Prilog 4. Hookeov dijagram epruvete 2**

## IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	3
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

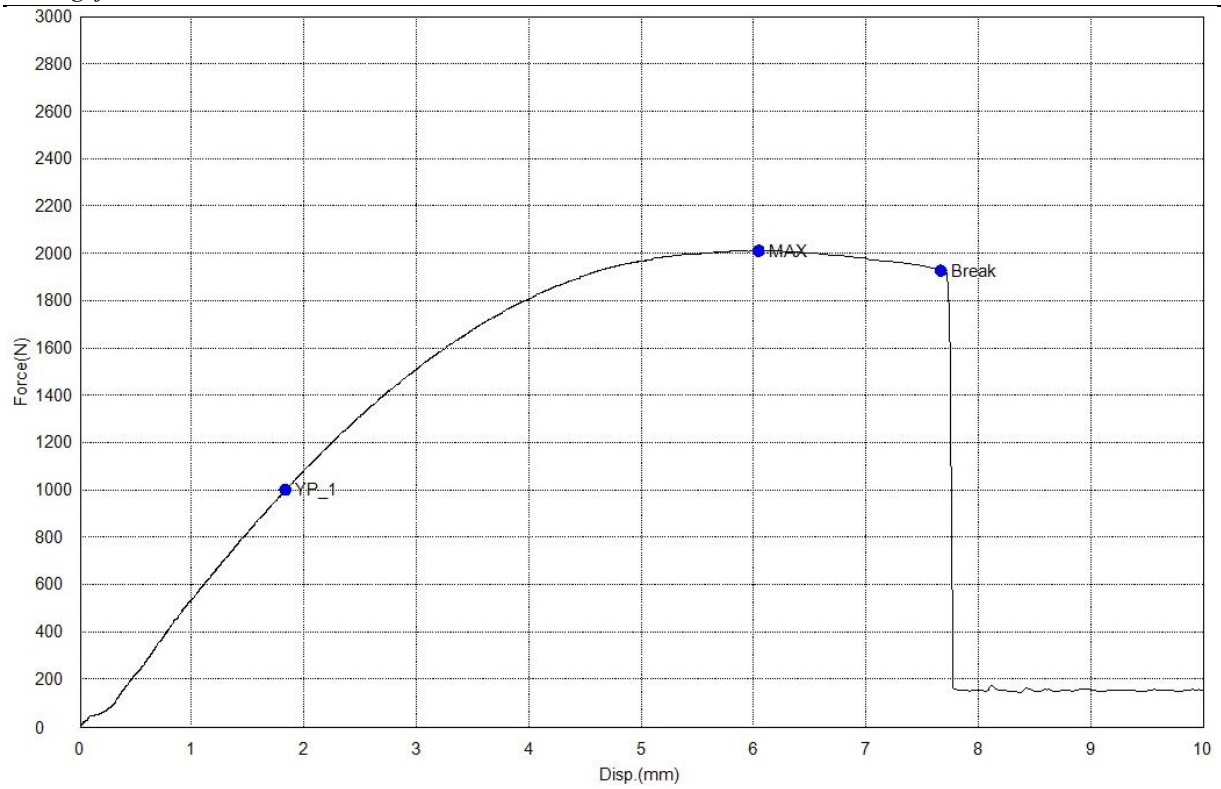
Name Parameters	Max_Force Calc. at Entire Areas	Max_Stress Calc. at Entire Areas	Max_Stroke Calc. at Entire Areas	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas
Unit	N	N/mm <sup>2</sup>	mm	%
1_1	2010,03	62,8134	6,05083	7,63994

Name Parameters	Break_Force Sensitivity: 10	Break_Stress Sensitivity: 10	Break_Stroke Sensitivity: 10	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10
Unit	N	N/mm <sup>2</sup>	mm	%
1_1	1925,25	60,1639	7,67483	9,69045

Name Parameters	YP(%FS)_Force	YP(%FS)_Stress	YP(%FS)_Stroke	YP(%FS)_Stroke Strain
Unit	0,1 % N	0,1 % N/mm <sup>2</sup>	0,1 % mm	0,1 % %
1_1	1001,36	31,2924	1,83404	2,31571

Name Parameters	YS1_Force	YS1_Stress	YS1_Stroke	YS1_Stroke Strain
Unit	0,2 % N	0,2 % N/mm <sup>2</sup>	0,2 % mm	0,2 % %
1_1	-.-	-.-	-.-	-.-

### Prilog 5. Izvješće o ispitivanju epruvete 3



**Prilog 6. Hookeov dijagram epruvete 3**

## IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	4
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

Name Parameters Unit	Max_Force Calc. at Entire Areas N	Max_Stress Calc. at Entire Areas N/mm2	Max_Stroke Calc. at Entire Areas mm	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas %
1_1	1964,57	61,3928	6,13094	7,25555

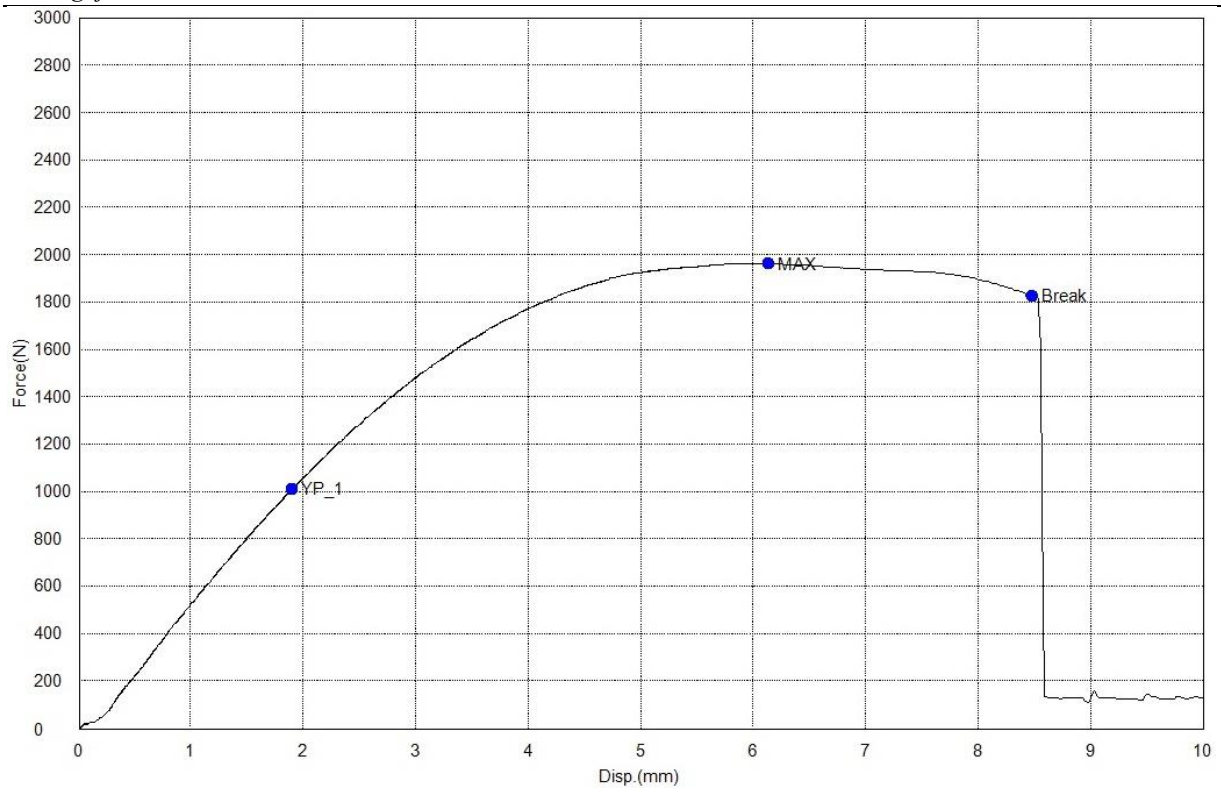
Name Parameters Unit	Break_Force Sensitivity: 10 N	Break_Stress Sensitivity: 10 N/mm2	Break_Stroke Sensitivity: 10 mm	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 %
1_1	1827,43	57,1072	8,47777	10,0329

Name Parameters Unit	YP(%FS)_Force 0,1 % N	YP(%FS)_Stress 0,1 % N/mm2	YP(%FS)_Stroke 0,1 % mm	YP(%FS)_Stroke Strain 0,1 % %
1_1	1009,46	31,5458	1,90031	2,24889

Name Parameters Unit	YS1_Force 0,2 % N	YS1_Stress 0,2 % N/mm2	YS1_Stroke 0,2 % mm	YS1_Stroke Strain 0,2 % %
1_1	-.-	-.-	-.-	-.-

### Prilog 7. Izvješće o ispitivanju epruvete 4





**Prilog 8. Hookeov dijagram epruvete 4**

## IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	5
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

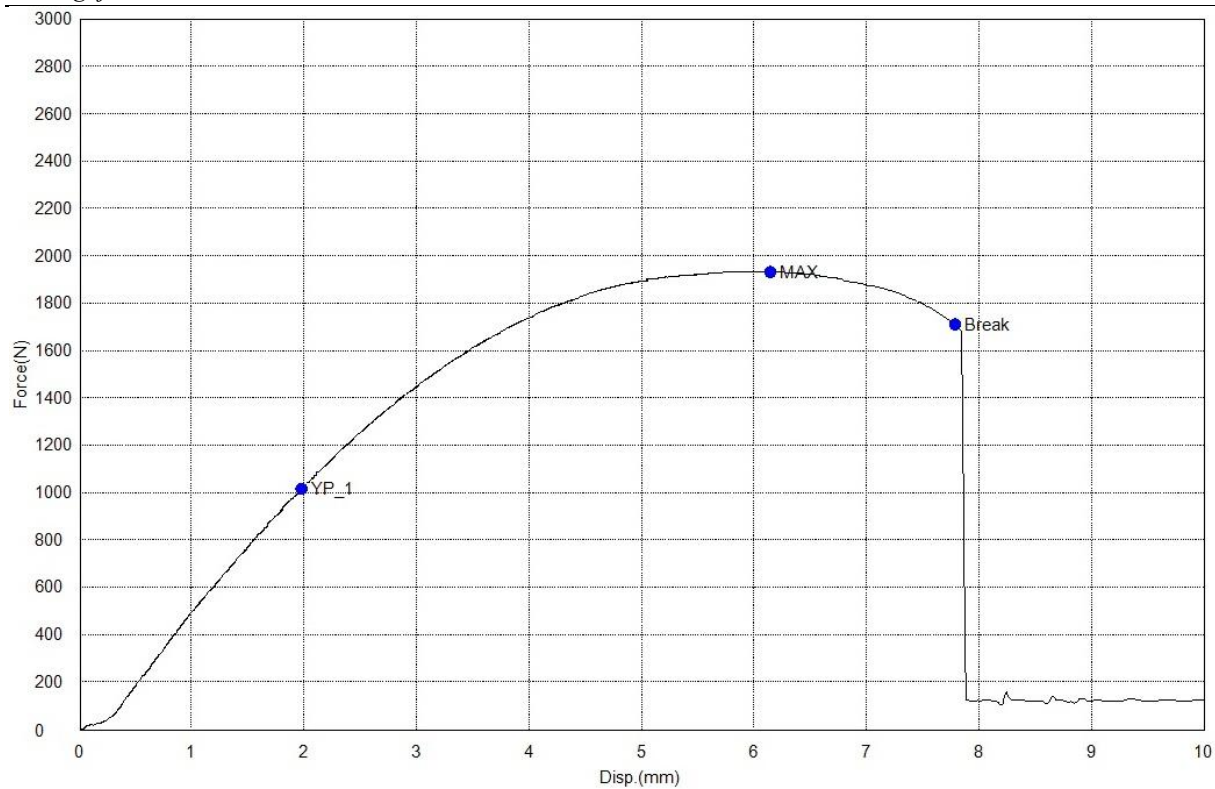
Name Parameters Unit	Max_Force Calc. at Entire Areas N	Max_Stress Calc. at Entire Areas N/mm2	Max_Stroke Calc. at Entire Areas mm	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas %
1_1	1933,40	60,4187	6,15063	7,23773

Name Parameters Unit	Break_Force Sensitivity: 10 N	Break_Stress Sensitivity: 10 N/mm2	Break_Stroke Sensitivity: 10 mm	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 %
1_1	1709,24	53,4137	7,79373	9,17125

Name Parameters Unit	YP(%FS)_Force 0,1 % N	YP(%FS)_Stress 0,1 % N/mm2	YP(%FS)_Stroke 0,1 % mm	YP(%FS)_Stroke Strain 0,1 % %
1_1	1017,73	31,8040	1,97946	2,32932

Name Parameters Unit	YS1_Force 0,2 % N	YS1_Stress 0,2 % N/mm2	YS1_Stroke 0,2 % mm	YS1_Stroke Strain 0,2 % %
1_1	-.-	-.-	-.-	-.-

### Prilog 9. Izvješće o ispitivanju epruvete 5



Prilog 10. Hookeov dijagram epruvete 5