

Proceduralno modeliranje prostorno nehomogenih mrežastih objekata za aditivnu proizvodnju

Divjak, Alan

Doctoral thesis / Doktorski rad

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Graphic Arts / Sveučilište u Zagrebu, Grafički fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:216:468607>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-13**



Repository / Repozitorij:

[Faculty of Graphic Arts Repository](#)





Sveučilište u Zagrebu

Grafički fakultet

Alan Divjak

**PROCEDURALNO MODELIRANJE
PROSTORNO NEHOMOGENIH
MREŽASTIH OBJEKATA ZA ADITIVNU
PROIZVODNJU**

DOKTORSKI RAD

Mentor:

izv. prof. dr. sc. Damir Modrić

Zagreb, 2021.



Sveučilište u Zagrebu

Faculty of Graphic Arts

Alan Divjak

**PROCEDURAL MODELING OF
SPATIALLY INHOMOGENEOUS MESH
OBJECTS FOR ADDITIVE
MANUFACTURING**

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisor:

izv. prof. dr. sc. Damir Modrić

Zagreb, 2021.

UDK 655.3-023.5:616.31:004

Imenovano Povjerenstvo za ocjenu doktorskoga rada:

1. prof. dr. sc. Klaudio Pap, Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet, predsjednik,
2. doc. dr. sc. Mile Matijević, Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet, član,
3. prof. dr. sc. Zdravko Schauperl, Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje, vanjski član

Imenovano Povjerenstvo za obranu doktorskoga rada:

1. prof. dr. sc. Klaudio Pap, Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet, predsjednik
2. doc. dr. sc. Mile Matijević, Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet, član
3. prof. dr. sc. Zdravko Schauperl, Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje, vanjski član
4. izv. prof. dr. sc. Dubravko Banić, Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet, zamjenski član
5. izv. prof. dr. sc. Krunoslav Hajdek, Sveučilište Sjever, zamjenski vanjski član

Mentor: izv. prof. dr. sc. Damir Modrić, Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet

Datum obrane doktorskoga rada: 1. listopada 2021.

Mjesto obrane doktorskoga rada: Sveučilište u Zagrebu Grafički fakultet

Povjerenstvo za obranu doktorskoga rada donijelo je sljedeću odluku:

„Obranio s ocjenom summa cum laude (*s najvećom pohvalom*) jednoglasnom odlukom Povjerenstva“

ŽIVOTOPIS MENTORA

Dr. sc. Damir Modrić rođen je u Zagrebu 1957. godine gdje je završio osnovno i srednjoškolsko obrazovanje. Po završenoj srednjoj školi 1975. godine upisuje studij fizike na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu.

Nakon diplome zaposlio se u Elektrotehničkom institutu "Rade Končar", na Odjelu energetske elektronike, a temeljem ugovora o suradnji Elektrotehničkog instituta "Rade Končar" i Instituta za fiziku Sveučilišta u Zagrebu radi s grupom za Fiziku ioniziranih plinova dr. sc. Gorana Pichlera s Instituta za fiziku na temi "Istraživanje i razvoj fizikalnih osnova lasera za industrijske primjene". 1987. godine upisao je Poslijediplomski studij na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu u Zagrebu (smjer: Atomska i molekularna fizika), a 2000. godine je obranio magistarski rad pod naslovom „Poluklasični račun spektara difuznih vrpca alkalijskih molekula“ (mentor dr. sc. Robert Beuc).

Početakom 1991. godine zaposlio se na Grafičkom fakultetu u Zagrebu kao asistent na Katedri fizike u grafičkoj tehnologiji gdje i danas radi kao izvanredni profesor i nositelj više kolegija na dodiplomskom, poslijediplomskom i doktorskom studiju na Grafičkom fakultetu.

2000. godine upisuje Poslijediplomski studij na Grafičkom fakultetu, a doktorsku disertaciju pod naslovom: „Raspršenje i transport svjetlosti u tiskovnim podlogama” izradio je i obranio 2007. godine pod vodstvom dr. sc. Stanislava Bolanče. Težište njegovog znanstvenog interesa usmjereno je na proučavanje interakcije i transporta elektromagnetskog zračenja kroz tiskovne podloge i njegovu primjenu u grafičkoj struci, te primjenom novih tehnologija i postupaka ubrzati, olakšati i unaprijediti istraživanje i razvoj područja oralne implantologije. Trenutno se bavi primjenom multi/hiperspektralne analize tiskane povijesne građe, holografijom i aditivnim tehnologijama.

Od 2002. godine sudjeluje na više znanstvenih projekata koje financira Ministarstva znanosti obrazovanja i športa.

Pod njegovim je mentorstvom izrađeno po 28 diplomskih i završnih radova, 3 magistarska rada te 4 doktorske disertacije.

U razdoblju od 2014 do 2017 bio je voditelj Katedre za temeljna i opća znanja na Grafičkom fakultetu u Zagrebu u dva mandata. Bio je predstavnik je Grafičkog fakulteta u Zagrebu u Vijeću tehničkog područja Sveučilišta u Zagrebu od ak. god. 2013./2014. do 2016/17., te

Predsjednik Povjerenstva za doktorski studij i znanost na Grafičkom fakultetu u Zagrebu 2015 - 2016.

Od ak. g. 2012/13 do danas sunositelj je s kolegicom prof. dr. sc. Vesnom Džimbeg Malčić, kolegija na Poslijediplomskom doktorskom studiju Grafičko inženjerstvo i oblikovanje grafičkih proizvoda: *Fizikalni principi nerazornih metoda mjerenja u grafičkoj reprodukciji*, odnosno od ak. g. 2013/14 do ak. g. 2015/16 nositelj kolegija: *Računarska obrada slike* na istom studiju, te *Operacijska istraživanja* od ak.god. 2015/16.

Glavni je urednik međunarodnog znanstvenog časopisa za tiskarstvo i grafičke komunikacije ACTA GRAPHICA od 2015. godine, te član uređivačkog odbora u časopisima Tehnički glasnik - Technical Journal, POLYTECHNIC & DESIGN i TTEM - Technics Technologies Education Management; (DRUNPP, Sarajevo).

Član je više programskih i recenzijskih odbora međunarodnih konferencija i simpozija (MATRIB, Blaž Baromić, Tiskarstvo i dizajn...)

Od ak. god. 2010/11. na Sveučilištu Sjever je nositelj na kolegijima *Kvantitativne metode* i *Operacijska istraživanja* na stručnom studiju smjer Tehnička i gospodarska logistika, odnosno *Statistika* na stručnom studiju smjerovima Multimedija, oblikovanje i primjena, Poslovanje i menadžment i Elektrotehnika.

Na sjednici Matičnog odbora za područje tehničkih znanosti polje kemijskog inženjerstva, rudarstva, nafte, geološkog inženjerstva, tekstilne tehnologije i grafičke tehnologije od 8. travnja 2020. godine izabran je u znanstveno zvanje znanstveni savjetnik u trajnom zvanju u znanstvenom području tehničkih znanosti, polje grafička tehnologija.

Član je suradnik Hrvatske akademije tehničkih znanosti od 20. svibnja 2019.

Upisan je u registar znanstvenika pod matičnim brojem: 147255

Ovaj doktorski rad posvećujem svom ocu,

Radimiru Divjaku

Zahvaljujem se svom mentoru i dragom prijatelju izv.prof.dr.sc. Damiru Modriću na neiscrpnom strpljenju i savjetima kojima mi je pomogao u izradi ovog doktorskog rada. Također se zahvaljujem svim kolegama čiji su savjeti i sugestije doprinijeli kvaliteti rada, te tvrtki Topomatika d.o.o. na ustupljenoj mjernoj opremi i gospodinu dr.sc. Nenadu Drvaru na pomoći.

Na kraju, zahvaljujem se obitelji i prijateljima na višegodišnjoj podršci i razumijevanju.

SAŽETAK

Upotreba replika ljudskih kosti u istraživanjima česta je u brojnim područjima medicine, ali riječ je o pojednostavljenim modelima čija mehanička svojstva ne odgovaraju stvarnim kostima. Motiv izrade ove disertacije definiranje je procesa izrade replika ljudskih kosti realnog raspona mehaničkih svojstava. Replike su napravljene od funkcionalno gradiranog materijala temeljenog na gradijentu poroznosti koji su realizirani putem prostorno nehomogenih mrežastih struktura. Oralna implantologija jedno od područja medicine gdje je potreba za takvim replikama iznimno izražena, stoga je istraživanje procesa izrade usmjereno na ljudsku čeljust. Proces izrade koristi proceduralno 3D modeliranje i aditivnu proizvodnju, stoga je provedeno istraživanje koje utvrđuje optimalne parametre upotrebe navedenih tehnologija. Provedena je mehanička karakterizacija korištenog materijala za 3D tisak. Utvrđena je optimalna konfiguracija proceduralno generiranih mrežastih struktura za postizanje najvećeg mogućeg raspona mehaničkih svojstava. Napravljena je analiza računalne zahtjevnosti izrade modela replika i izvedivosti njihove pripreme za 3D tisak. Istražene su tehničke mogućnosti izrade mrežastih struktura na korištenom 3D printeru. Provedena je virtualna mehanička karakterizacija uzoraka mrežastih struktura pomoću metode konačnih elemenata. Na kraju su rezultati istraživanja ujedinjeni kako bi se izradio konačni model replike dijela ljudske čeljusti. Rezultati istraživanja potvrđuju definirane hipoteze disertacije i valjanost predloženog procesa izrade replika. Korišteni softveri za modeliranje i pripremu modela predstavljaju jedine problematične komponente u procesu izrade. Demonstrirali su značajna ograničenja koja rezultiraju izradom modela dijela kosti najvećeg volumena od 1 cm^3 , što predstavlja neupotrebljivo malen uzorak. Stoga je napravljen vlastiti program koji ujedno generira mrežaste strukture i radi pripremu za 3D tisak. Testiranje mogućnosti programa pokazuje kako je sposoban proceduralno modelirati i pripremiti za 3D tisak replike bilo koje kosti u ljudskom tijelu. Zaključak je kako predloženi proces izrade omogućava izradu replika ljudskih kosti realnog raspona mehaničkih svojstava. Replike kosti mogu se izraditi brzo i jednostavno korištenjem potrošačkih LCD stereolitografskih 3D printera niske cijene, što njihovu upotrebu u medicinskim istraživanjima čini iznimno pogodnom.

Ključne riječi: oralna implantologija, proceduralno modeliranje, aditivna proizvodnja, stereolitografija, metoda konačnih elemenata

EXTENDED ABSTRACT

Treatment of human bones is a common procedure in medicine, as is medical research that deals with them. Planning and preparation of bone treatment, and research of new treatment procedures are ideally based on real human bones so that the outcomes of planning and research give realistic results. Doctors can rarely use human bones for these purposes. An additional problem is the need to use the bones of patients of a specific age group, gender, or bone disease. These activities would significantly be facilitated by the existence of artificial models of human bones that are identical in shape and mechanical properties to real ones.

One of the areas of medicine where the need for such artificial bones is extremely pronounced is oral implantology. Oral implantology is a field of dental medicine that deals with the treatment of patients with a lack of teeth. The goal of treatment is the implantation of dental implants that return the mouth to a functionally and aesthetically correct condition. The need for jaw models that are a realistic representation of key morphological and qualitative aspects of real jaws is the reason why the field of oral implantology was chosen as the focus of this dissertation.

Creating a model of the jaw of a realistic shape is not a problem. This procedure has long been perfected and is based on a three-dimensional reconstruction of the surface of a volumetric bone model created through radiological segmentation. Achieving realistic mechanical properties is a much more complex task, primarily because bone density and its mechanical properties vary spatially. Precisely this aspect of model making is problematic, and the question of how to realize spatially graded variations in density and mechanical properties arises. The goal of this dissertation is to solve this problem by making a bone model with a realistic distribution of mechanical properties. The cost of making the model must be low, as well as the price of the equipment used, so they can be accessible to the widest possible range of users in various institutions such as colleges, hospitals, and institutes. Although the research focuses on oral implantology, the same approach can be applied to any bone in the body, human or animal.

Achieving a completely realistic mechanical behavior of the jaw requires detailed knowledge of the two components. The first is the spatial distribution of bone tissue density that determines spatial distribution of mechanical properties. This is precisely the purpose of this dissertation - the production of material that has an appropriate spatial distribution of

the required mechanical properties. The second component is the material used to make the jaw model. Human bone has certain mechanical properties and the task of the material used is to mimic them as well as possible. The selection of such material was not the aim of this research as it falls within the material science and is the subject of further research.

Materials that spatially change certain properties are called functionally graded materials (FGM). The aim of this dissertation is to investigate and define the process of making functionally graded materials, and to produce a part of the jaw from it using additive manufacturing technology. Produced part must possess a realistic distribution of mechanical properties, while the cost of equipment and manufacturing must be low.

To achieve this goal, three key technologies were used: finite element method, procedural 3D modeling, and additive manufacturing.

The finite element method is used to determine the mechanical properties of material samples made from three-dimensional mesh structures of different densities. Based on this data, it is possible to define the relationship between the material density and mechanical properties, which is crucial for a realistic imitation of mechanical properties of bone tissue of different densities.

Procedural 3D modeling is a set of techniques that allows automated creation of extremely complex 3D models by defining a set of rules based on which the model is generated. Jaw models made of FGM are an example of extremely complex 3D models, so the use of procedural 3D modeling is the only purposeful way to make them.

Additive production was chosen as the production method because of the numerous advantages it provides over traditional methods of making FGM, which are expensive and complex. There are several additive manufacturing processes that are actively used in the production of FGM. 3D printers based on these processes are currently very expensive and have shortcomings that make them incompatible with one of the default production criteria set in this paper, which is the low cost of the equipment and material. The solution is to use an alternative additive manufacturing process that is rarely used to make FGM, and that is stereolithography (SLA). The use of this process limits the production of models to FGM based on the porosity gradient, but by combining procedural 3D modeling and appropriate properties of stereolithography it is possible to achieve the desired results.

The path from the radiological image of the patient to the final model consists of a series of steps, so the experimental part is divided into seven parts that deal with determining the optimal solution for each step of the process. The following is a brief description of the experimental part and the results obtained.

The first part is the mechanical characterization of the material used in the 3D printing process to make the jaw model. Knowledge of the mechanical properties of the material used is necessary in order to later determine the mechanical properties of FGM samples of different densities using the finite element method. Mechanical three-point bending testing is performed on a computer-controlled universal testing machine. Additively produced test samples made from the material used to make the final jaw part model are used. Equal mechanical testing is performed in a virtual environment using the finite element method. The real test data obtained on the Hegewald & Peschke INSPEKT 20-1 universal testing machine are used and the mechanical properties of the material are iteratively changed until the virtual specimen is deformed in the same way as the real one, thus obtaining the actual mechanical properties.

The second part deals with determining the resolution of the 3D printer used. It is necessary to produce smallest pores possible when making FGM based on porosity, which is achieved by making the thinnest possible struts that form edges of the pores. The pores must be as thin as possible to make the interface between the implant and the model as realistic as possible. Simple 3D models with different strut thicknesses are made and made on a 3D printer. The minimum strut thickness is defined by the model with the thinnest struts made without errors. This data is the basis for further development of FGM.

The third part deals with the process of making the mesh structures that make up FGM and their optimal shape. Four essential items are examined: optimal structure, density variability, computational complexity, and feasibility of preparation for 3D printing. The research results for the first two items are positive, while the other two showed that the planned way of making a 3D model and its preparation for 3D printing is not currently possible due to the extreme geometric complexity of the models and consequently enormous demands on computer resources.

The fourth part deals with addressing the negative research outcome of the aforementioned two items. A method of generating 3D model and 3D print preparation

directly from a very simple data set generated in the early stages of model generation is proposed. The testing show that the proposed algorithm gives satisfactory results.

The fifth part is concerned with production of FGM samples of different densities. FGM density can in theory range from 0 to 100%, but in reality, a 3D printer can make models with a smaller density range. Determining this range is the goal of this part of the research.

The sixth part deals with the mechanical characterization of FGM samples of different densities. For the needs of research, 3D models of FGM of different densities are created. The models are transferred to FEA software and virtual mechanical testing is performed, This established the relationship between the density of the samples and their mechanical properties.

The seventh and final part of the research is the creation of the final model of the jaw part using FGM. This is the culmination of all previous research, and the goal is to show that it is possible to model and prepare such a complex model for 3D printing and make it using a 3D printer.

The results show that the defined goals were achieved, the expected scientific contributions were obtained, and the set hypotheses were fully confirmed:

H1 Different geometric configurations of spatial mesh structures can simulate objects of different mechanical characteristics

H2 Commercial stereolithographic printing technology can be used to produce spatial mesh structures

H1 Different geometric configurations of spatial mesh structures can simulate objects of different mechanical characteristics

Key words: oral implantology, procedural modeling, additive manufacturing, stereolithography, finite element method

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
1.1. HIPOTEZE	4
1.2. KRATAK OPIS ISTRAŽIVANJA.....	6
1.3. DOSADAŠNJA ISTRAŽIVANJA.....	8
2. TEORIJA	10
2.1. ORALNA IMPLANTOLOGIJA	11
2.1.1. ANATOMIJA ČELJUSTI I STRUKTURA KOSTI	12
2.1.2. DENTALNI IMPLANTATI	14
2.1.3. CBCT	15
2.1.4. SEGMENTACIJA	18
2.2. FUNKCIONALNO GRADIRANI MATERIJALI.....	22
2.3. ADITIVNA PROIZVODNJA	26
2.3.1. STEREOLITOGRAFIJA	29
2.3.2. LASERSKI SLA 3D PRINTERI	32
2.3.3. DLP SLA 3D PRINTERI.....	34
2.3.4. LCD SLA 3D PRINTERI	37
2.3.5. DORADNI PROCESI U STEREOLITOGRAFIJI.....	40
2.3.6. ODABIR OPTIMALNE VRSTE STEREOLITOGRAFKE TEHNOLOGIJE	41
2.4. MREŽASTE STRUKTURE.....	45
2.5. PROCEDURALNO MODELIRANJE FUNKCIONALNO GRADIRANIH MATERIJALA	47
2.6. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MATERIJALA	52
2.7. FEA SIMULACIJA	54
3. EKSPERIMENT.....	55
3.1. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MATERIJALA	57

3.2. ISPITIVANJE REZOLUCIJE 3D PRINTERA.....	61
3.3. 3D MODELIRANJE PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA.....	63
3.3.1. OPTIMALNI BROJ SPOJNA.....	65
3.3.2. VARIJABILNOST RAZINE ISPUNE.....	72
3.3.3. RAČUNALNA ZAHTJEVNOST IZRADE I GEOMETRIJSKA KOMPLEKSNOST MREŽASTIH STRUKTURA.....	74
3.4. PROGRAMSKA IZRADA I PRIPREMA PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA	76
3.5. ISPITIVANJE MOGUĆNOSTI 3D PRINTERA.....	79
3.6. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MREŽASTIH STRUKTURA	82
3.6.1. IZRADA 3D MODELA.....	82
3.6.2. POSTAVLJANJE FEA SIMULACIJE.....	84
3.7. IZRADA FUNKCIONALNO GRADIRANOG 3D MODELA.....	88
3.7.1. SEGMENTACIJA	88
3.7.2. PROCEDURALNO GENERIRANJE MODELA	90
4. REZULTATI I RASPRAVA.....	93
4.1. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA I IZRADA DIGITALNOG MODELA MATERIJALA	93
4.2. ISPITIVANJE REZOLUCIJE 3D PRINTERA.....	98
4.3. IZRADA PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA	106
4.3.1. OPTIMALNI BROJ SPONA.....	106
4.3.2. VARIJABILNOST RAZINE ISPUNE.....	158
4.3.3. RAČUNALNA ZAHTJEVNOST IZRADE I GEOMETRIJSKA KOMPLEKSNOST MREŽASTIH STRUKTURA.....	169
4.3.4. OPTIMALNI BROJ SPONA.....	188
4.4. PROGRAMSKA IZRADA I PRIPREMA PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA	189
4.5. ISPITIVANJE MOGUĆNOSTI 3D PRINTERA.....	194

4.6. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MREŽASTIH STRUKTURA	213
4.7. IZRADA FUNKCIONALNO GRADIRANOG 3D MODELA.....	245
5. ZAKLJUČAK.....	248
6. POPIS LITERATURE.....	254
7. PRILOZI.....	282
7.1. POPIS SLIKA.....	282
7.2. POPIS TABLICA	291
7.3. POPIS KRATICA.....	293
8. ŽIVOTOPIS DOKTORANDA	295
9. POPIS OBJAVLJENIH RADOVA.....	296

1. UVOD

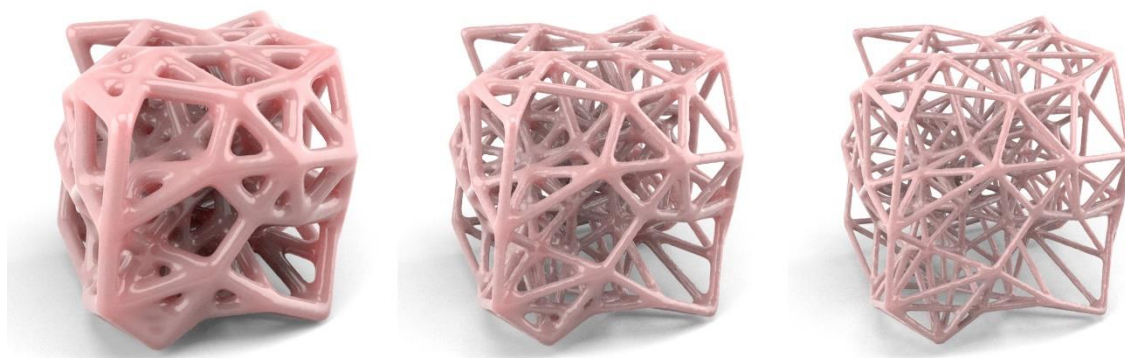
Motiv izrade ovog rada je istraživanje mogućnosti primjene funkcionalno gradiranih materijala (FGM, eng *Functionally Graded Material*) ostvarenih putem prostorno nehomogenih mrežastih struktura u postupku izrade replika ljudskih čeljusti sa korektnim rasponom mehaničkih svojstava.

Medicinska istraživanja koja uključuju ljudske kosti iznimno su brojna i česta, posebice ona koja se tiču mehaničkih svojstava kosti [1]–[6]. Uobičajeni problem je nedostatak adekvatnih ljudskih kosti za provođenje istraživanja [7]–[11], stoga se često poseže za nadomjescima o obliku životinjskih kosti [12]–[18] ili modela kosti proizvedenih od materijala koji imaju mehanička svojstva slična onima prave kosti [19]–[25]. Prednost upotrebe životinjskih kosti je što su idealne po pitanju mehaničkih svojstava, pošto su npr. svinjske kosti po strukturi i mehaničkim svojstvima gotovo identične ljudskima [26]–[28]. Nedostatak je što su oblikom i veličinom potpuno različite. Prednost modela napravljenih od širokog spektra umjetnih materijala je korektan oblik, ali mehanička svojstva ne odgovaraju stvarnim kostima [29]–[33]. Osnovni problem je što se kosti sastoje od dva različita tkiva i što se mehanička svojstva tih tkiva kontinuirano prostorno mijenjaju, što je prilično teško reproducirati klasičnim postupcima proizvodnje.

Doktorand je sudjelovao u HRZZ projektu „Definiranje mogućnosti uporabe mini dentalnih implantata (MDI) i njihovi rezultati u in vitro i u kliničkim prospektivnim istraživanjima“, šifra projekta IP-2014-09-1218, trajanje 2015.-2019. Projekt se bavio istraživanjem ponašanja mini dentalnih implantata pri njihovoj ugradnji u čeljusti i naprezanja prilikom očekivanih opterećenja. Za potrebe istraživanja izrađene su umjetne čeljusti pomoću 3D modeliranja i tehnologije aditivne proizvodnje. Ovo su bili jednostavni objekti koji su zadovoljavali potrebe projekta, ali izrada mehanički realističnijih umjetnih čeljusti objektivno bi poboljšala kvalitetu istraživanja. Projekt predstavlja upravo jedno od spomenutih područja medicinskog istraživanja gdje postoji iznimno velika potreba za korištenjem mehanički korektnih modela čeljusti. Stoga se kroz rad na projektu formirala ideja za stvaranje mehanički realistične umjetne čeljusti korištenjem tehnologija računalnog 3D modeliranja, računalne simulacije i aditivne proizvodnje. Korištenjem ovih tehnologija, cilj je disertacije stvoriti metodu izrade replika kosti čiji je raspon mehaničkih svojstava sličan stvarnim kostima koje bi se mogle koristiti u istraživanjima vezanim za protetiku i ugradnju dentalnih implantata. Predložena metoda može se koristiti za izradu bilo koje kosti,

ali za fokus istraživanja odabrana je čeljust zbog prijašnjeg iskustva rada sa tom kosti u sklopu HRZZ projekta.

Mogućnosti izrade kompleksnih objekata visoke rezolucije putem aditivne proizvodnje [34] (kolokvijalno poznatije pod nazivom 3D tisak, 3D print ili 3D ispis) značajno su porasle posljednjih deset godina [35]–[42]. Paralelno sa generalnim razvojem tehnologije aditivne proizvodnje pojavila se kategorija potrošačkih [43]–[46] (eng. *consumer*) uređaja (3D printera) temeljenih na stereolitografskoj tehnologiji [47] (SLA, eng. *Stereolithography* ili *Vat Photopolimerization*), 3D printeri te kategorije sadrže znatnu količinu tehnoloških svojstava koji se mogu naći u profesionalnim uređajima, što je omogućilo izradu objekata visoke kvalitete u vlastitom domu. Pod kategorijom potrošačkih 3D printera smatraju se uređaji niže cijene (do nekoliko tisuća kuna) koji su namijenjeni za kućne korisnike. Sposobnost izrade sitnih detalja na takvim 3D printerima dopušta stvaranje objekata koji nisu u potpunosti ispunjeni materijalom (što bi bio najčešći slučaj) već je



Slika 1. Mrežaste strukture različite gustoće

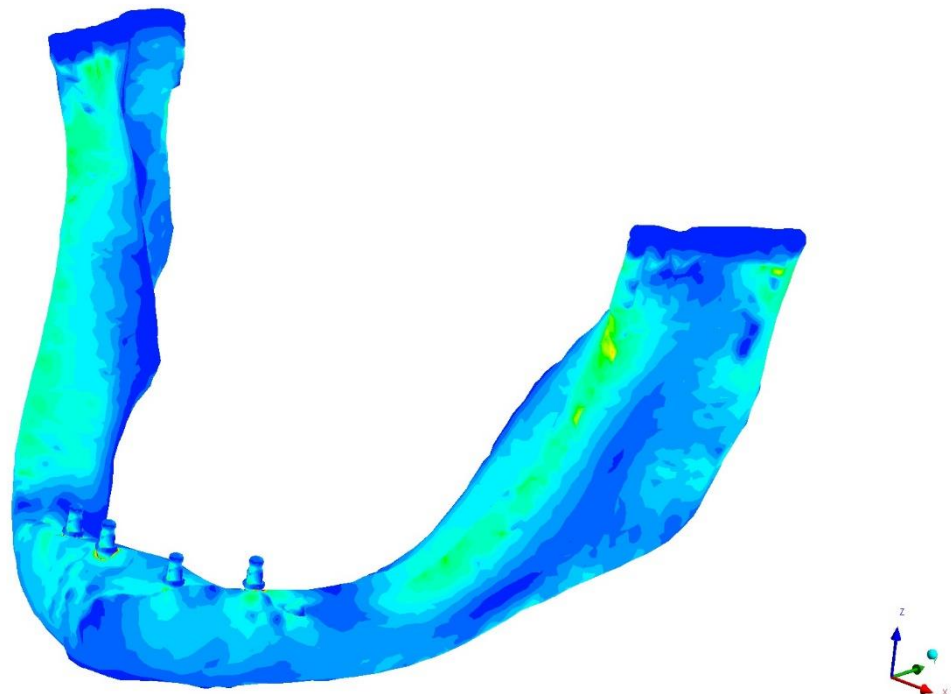
moguće unutrašnjost objekta ispuniti sitnom, pažljivo definiranom trodimenzionalnom mrežastom strukturom. Upotrebom različitih oblika strukture mijenjaju se mehanička svojstva objekta. Ukoliko se na različitim dijelovima objekta upotrijebe različiti oblici struktura, mehanička svojstva mijenjaju se kroz volumen objekta. Primjer nekoliko različit mrežastih struktura prikazan je na Slici 1.

Ovakav način definiranja prostorno nehomogenih mehaničkih karakteristika jedan je od oblika funkcionalno gradiranih materijala [48] (FGM) koji predstavljaju evolucijski korak u razvoju kompozitnih materijala [49]. Unutar okvira ove disertacije pojmovi „prostorno nehomogene mrežaste strukture“ i „funkcionalno gradirani materijali“ imaju

identičnu definiciju, jedina razlika je što prvi pojam odmah ukazuje o kojoj vrsti FGM je riječ.

Brojni materijali u prirodi upravo su FGM [50]. Jedan od poznatijih primjera je ljudska kost. Vanjski dio kosti (kortikalna kost) je pun, čvrst i tvrd [51], dok je unutrašnji dio porozan i žilav [52] (trabekularna kost). Prijelaz između ove dvije vrste kosti je kontinuiran, dok trabekularna kost može imati različitu gustoću ovisno o poziciji unutar kosti.

Brojna područja medicine zahtijevaju upotrebu kosti u svrhu istraživanja, ali posve je jasno kako ne postoji dovoljan broj ljudskih kosti da se zadovolje potrebe svih istraživanja. Zato se sve češće pribjegava korištenju računalne simulacije putem metode konačnih elemenata [53] (FEM, eng. *Finite Element Method*) kao kvalitetni nadomjestak za ispitivanja na realnim kostima. FEM predstavlja numeričku metodu rješavanja diferencijalnih jednadžbi koje se javljaju u modeliranju inženjerskih problema. Primjena FEM rezultira simulacijom na temelju koje se može obaviti analiza ponašanja nekog sustava. Ovaj cijeli proces naziva se analiza konačnih elemenata [54] (FEA, eng. *Finite Element Analysis*). Vizualizacija rezultata FEA simulacije može se vidjeti na Slici 2.



Slika 2. FEA simulacija opterećenja čeljusti

Međutim, korištenje FEA ima određenih nedostataka. Izrada modela čeljusti koji se koriste u simulaciji kompleksan je i dugotrajan postupak, kao i sam proces definiranja ispravnih postavki FEA simulacije. Postoje brojna mjesta gdje je moguće lako napraviti greške koje će rezultirati uspješnom simulacijom, ali netočnim rezultatima, što otkrivanje tih grešaka čini iznimno teškim. Dodatno, primjena FEA u istraživanjima koja se temelje na radu sa modelima temeljenim na stvarnim kostima zahtjeva poznavanje rada sa računalnim programima koji služe za segmentaciju i ekstrakciju modela kosti iz prostornih radioloških snimaka pacijenta (što će biti kasnije pojašnjeno).

Umjesto stvarnih kosti, realna ispitivanja koriste zamjene napravljene od različitih materijala i oblikovane prema stvarnim kostima koje su od interesa, ali takve zamjene ne uključuju prostorno promjenjiva mehanička svojstva kakve posjeduje prava kost. Idealna situacija bila bi korištenje umjetnih modela kosti koji se mehanički ponašaju jednako kao i stvarna kost. Jedan korak prema stvaranju takvih modela upravo je osnovni motiv izrade ove disertacije.

Izrada takvih modela kompleksan je problem koji obuhvaća poznavanje tehnologije medicinskog snimanja, programiranja, proceduralnog modeliranja, aditivne proizvodnje i metode konačnih elemenata. Postizanje mehanički potpuno realističnog modela kosti putem prostorno nehomogenih mrežastih struktura kombinacija je prostorne distribucije materijala i mehaničkih svojstava korištenog materijala. Prostorna distribucija materijala definira gdje se unutar modela postiže tražena razina mehaničkih svojstava, dok se adekvatnim odabirom materijala postiže sličnost samih mehaničkih svojstava sa stvarnim kostima. Cilj ovoga rada nije stvoriti mehanički potpuno realistične kosti, već pokazati da se korištenjem funkcionalno gradiranih materijala može stvoriti model kosti koji ima jednako širok raspon mehaničkih svojstava kao i stvarna kost. Drugim riječima, moguće je stvoriti većinu varijacija gustoće koje se nalaze u stvarnoj kosti, od pune kortikalne kosti do iznimno porozne trabekularne kosti.

1.1. HIPOTEZE

Sve dosad navedeno, zajedno sa preliminarnim istraživanjima, ukazuje da je potrebno postaviti slijedeće hipoteze kako bi se dokazala prezentirana ideja:

H1 Različite geometrijske konfiguracije prostornih mrežastih struktura mogu simulirati objekte različitih mehaničkih karakteristika

Prostorne mrežaste strukture mogu poprimiti neograničeni broj oblika. Oblik je definiran elementima koji tvore mrežastu strukturu: veličina ćelije, duljina i debljina spona koje omeđuju pojedinu ćeliju, te načinom spajanja spona u mrežastu strukturu.

Svaka različita kombinacija ovih parametara rezultira mrežastom strukturom drugačijih mehaničkih svojstava. Hipoteza je potvrđena ukoliko se uspije 3D modelirati široki raspon oblika prostornih mrežastih struktura i utvrditi njihova mehanička svojstva. Potvrđivanje ove hipoteze značajno je jer pokazuje kako je moguće proizvesti objekte sa nehomogenim mehaničkim svojstvima putem 3D tiska i direktno utječe na potvrđivanje hipoteze H3.

H2 Komercijalna stereolitografska tehnologija aditivne proizvodnje može se koristiti za proizvodnju prostornih mrežastih struktura

Izrada modela kosti putem prostorno nehomogenih mrežastih struktura ostvaruje se upotrebom SLA 3D tiska. Svrha korištenja tih objekata su istraživanja na području oralne implantologije. Zato je od iznimne važnosti da cijena izrade nije visoka jer ih to čini pristupačnima širokom krugu korisnika i dozvoljava izradu velikog broja objekata ukoliko je potrebno. Dodatno, realizacija mora biti moguća na potrošačkim SLA 3D printerima jer se time omogućava izrada objekata unutar ustanove gdje se provode istraživanja. Drugim riječima, nije potrebno koristiti usluge 3D tiska tvrtki sa profesionalnim SLA 3D printerima, što značajno ubrzava istraživanja pošto je objekte moguće izraditi unutar nekoliko sati. Ovo predstavlja značajnu prednost pošto je tradicionalna izrada FGM objekta dugotrajan i skup postupak. Mogućnost korištenja potrošačkih SLA 3D printera niske cijene za izradu kosti od iznimne je važnosti za postizanje ciljeva disertacije. Nadalje, korišteni SLA 3D printer mora biti sposoban napraviti mrežaste strukture zadovoljavajuće kvalitete, oblika i veličine kako bi napravljeni objekti bili upotrebljivi za predviđenu svrhu.

Hipoteza je potvrđena ako se pomoću korištenog SLA 3D printera uspiju realizirati prostorno nehomogene mrežaste strukture čiji su osnovni elementi višestruko manji od promjera mini dentalnih implantata koji se koriste u oralnoj implantologiji.

H3 Modeliranjem geometrijske konfiguracije mrežastih struktura moguće je simulirati tražena mehanička svojstva objekta izrađenog aditivnom proizvodnjom

Krajnji cilj rada je stvaranje upotrebljivih aditivno proizvedenih kosti od funkcionalno gradiranih materijala. Gradiranje mora biti vođeno nekim ulaznim parametrom – u slučaju ove disertacije taj parametar je gustoća kosti na CBCT snimci na temelju koje se izrađuje model čeljusti. Računalna tomografija stožastom zrakom (eng. *Cone Beam Computed Tomography*) tehnika je prostornog radiološkog snimanja unutrašnjosti tijela i koristi se kao dijagnostička metoda kojom doktor dentalne medicine dobiva precizan i detaljan uvid u stanje kosti i zubi. Geometrijska konfiguracija mrežastih struktura prostorno se mijenja temeljem sivoće pojedinog voksela CBCT snimke i ranije utvrđenih oblika mrežastih struktura potrebnih za simulaciju mehaničkih svojstava kosti određene gustoće kojoj ta razina sivog tona odgovara. Voksel je najmanji element prostorne snimke, jednako kao što je piksel najmanji element 2D slike

Hipoteza je potvrđena ukoliko se uspije 3D modelirati prostorno nehomogena mrežasta struktura, čime se ujedno stvara i funkcionalno gradirani materijal. Potvrđivanje ove hipoteze, zajedno sa prethodne dvije, pokazuje kako je moguće uspješno izraditi umjetne kosti sa jednakom širinom raspona mehaničkih svojstava između kortikalne i trabekularne kosti kao i kod stvarne kosti, uz nisku cijenu izrade i ostvariv na široko dostupnim potrošačkim SLA 3D printerima.

1.2. KRATAK OPIS ISTRAŽIVANJA

Konačan cilj ovog rada stvaranje je objekata napravljenih od funkcionalno gradiranog materijala, ostvarenog putem nehomogenih prostornih mrežastih struktura. Kako bi se takvi objekti stvorili potrebno je prvo provesti niz istraživanja koja će pokazati koji su optimalni parametri izrade, te potvrditi da li se objekti ponašaju očekivano prema mehaničkim svojstvima koja ostvaruju. Istraživanje se sastoji od sljedećih dijelova:

1. Objekti se izrađuju putem stereolitografske tehnologije aditivne proizvodnje koja koristi termosetne fotopolimere [55], [56] za izradu objekata. Potrebno je poznavanje mehaničkih svojstava korištenog fotopolimernog materijala jer će se tijekom istraživanja izvoditi računalne FEA simulacije kako bi se utvrdila mehanička svojstva 3D modeliranih mrežastih struktura različitih geometrijskih konfiguracija.

Potrebno je utvrditi točna mehanička svojstva materijala i utvrditi razinu izotropnosti mehaničkih svojstava [57], [58] kako bi se materijal mogao vjerno rekreirati kao digitalni model materijala unutar računalne simulacije. Mehanička svojstva ovih materijala ponekad su navedena od strane proizvođača, ali dosad objavljena istraživanja [59]–[65] pokazuju kako ponekad postoje značajna odstupanja od navedenih podataka, posebice kod izotropnosti mehaničkih svojstava. U ovom dijelu istraživanja izrađuju se epruvete i vrše se mehaničko ispitivanje kako bi se utvrdila mehaničke svojstva materijala. Ispitivanje se provodi u obliku savijanja u tri točke na računalno vođenoj univerzalnoj kidalici.

2. Na temelju dobivenih mehaničkih svojstava materijala izrađuje se digitalni model materijala unutar računalnog programa za simulaciju. Ovaj dio istraživanja proveden je u ranije spomenutom HRZZ projektu, te su rezultati prikazani zbog lakšeg praćenja ostatka istraživanja. Pomoću odabranog računalnog programa za simulaciju izrađuje se virtualni ekvivalent ispitivanja savijanja u tri točke [66] koje se provelo na univerzalnoj kidalici u stvarnosti. Provodi se FEA simulacija savijanja u tri točke sa mehaničkim svojstvima materijala koje je ustupio proizvođač. Simulacije se izvode iterativno uz postepene izmjene mehaničkih svojstava materijala sve dok se rezultati simulacije izjednače sa rezultatima stvarnog ispitivanja. Ovime se dobiva digitalni model materijala koji se koristi u svim kasnijim FEA simulacijama.
3. Generirane 3D modele mrežastih struktura potrebno je izraditi putem aditivne proizvodnje, stoga je ključno istražiti koje su mogućnosti korištenog 3D printera u njihovoj realizaciji. Zbog razloga kasnije objašnjenog u disertaciji, ćelije koje tvore mrežaste strukture moraju biti čim sitnije, što se postiže izradom čim tanjih spona koja omeđuju ćelije. Zato je potrebno utvrditi minimalnu debljinu spona koje se mogu kvalitetno realizirati. Ovo je polazišna točka za određivanje ostalih optimalnih parametara izrade mrežastih struktura.
4. Nakon utvrđivanja minimalne debljine spona slijedi utvrđivanje optimalne konfiguracije oblika prostornih mrežastih struktura. Definira se procedura generiranja mrežastih struktura, te optimalni parametri njihove izrade. Istražuje se ostvariv upotrebljiv raspon prostorne razine ispune materijala što direktno određuje raspon mehaničkih svojstava aditivno proizvedenih ćeljasti. Na kraju se utvrđuje računalna zahtjevnost generiranja struktura i njihove pripreme za 3D tisak. Zbog

iznimno visoke računalne zahtjevnosti izrade mrežastih struktura u odabranom komercijalnom softveru i uočenih ograničenja, izrađuje se vlastito programsko rješenje koje demonstrira kako je ta ograničenja moguće ukloniti i izraditi kompleksne modele mrežastih struktura..

5. Potrebno je utvrditi tehničke mogućnosti realizacije mrežastih struktura na korištenom SLA 3D printeru nakon što su utvrđeni optimalni parametri njihove izrade. Modeliraju se uzorci homogenih mrežastih struktura ranije utvrđenog raspona razine ispune i izrađuju na 3D printeru. Ovime se potvrđuje da je kompleksne 3D modele mrežastih struktura moguće realizirati kao stvarne objekte.
6. Na temelju izrađenog digitalnog modela materijala i utvrđenim tehničkim mogućnostima 3D printera može se pristupiti virtualnoj mehaničkoj karakterizaciji homogenih prostornih mrežastih struktura različite razine ispune. Generirani 3D modeli mrežastih struktura koriste se za virtualnu mehaničku karakterizaciju putem FEA simulacije. Određivanjem mehaničkih svojstava pojedinih konfiguracija mrežastih struktura moguće je povezati određene sive tonove vokselu CBCT snimke sa određenom razinom ispune, odnosno, konfiguracijom mrežaste strukture koja ima tražena mehanička svojstva.
7. Posljednji dio istraživanja je izrada objekta od funkcionalno gradiranog materijala. Do ovog trenutka sve generirane mrežaste strukture bile su prostorno homogene. Sada se upotrebljava prostorni parametar gustoće CBCT snimke [67] kako bi se stvorile prostorno nehomogene mrežaste strukture. Izrađuje se model dijela čeljusti sa kortikalnom i trabekularnom kosti čija gustoća odgovara distribuciji sivih tonova u CBCT snimci. Uspješnim dovršenjem posljednjeg dijela istraživanja potvrđene su postavljene hipoteze i postignuti ciljevi.

1.3. DOSADAŠNJA ISTRAŽIVANJA

Napravljen je pregled dosadašnjih istraživanja primjene funkcionalno gradiranih materijala u izradi replika kosti kako bi se potvrdila originalnost teme disertacije i dobio uvid u trendove istraživanja na ovom području.

Primjena FGM u medicini aktivno je područje istraživanja, sa velikim brojem objavljenih radova novijeg datuma. Istraživanja povezana sa FGM i kostima su također

brojna, kao i izrada FGM putem aditivne proizvodnje. FGM u relevantnim istraživanjima velikom su većinom temeljeni na jednostavnim linearnim ili radijalnim gradijentima [68]–[70], bez ikakvog kompleksnog trodimenzionalnog oblikovanja mehaničkih svojstava. Istraživanja su većinom podijeljena na izradu nadomjestaka kosti od FGM [71]–[74] i izradu implantata od FGM [75]–[77]. Ovi implantati imaju raznolike promijene, od dentalnih implantata do nadomjestaka izgubljene kosti u maksilofacijalnoj kirurgiji. Oblik FGM također se mijenja ovisno o vrsti implantata. Oni kojima je zadatak samo oseointegracija imaju nepravilnu strukturu, ponekad u kombinaciji gradijenta temeljenog na promijeni kemijskog sastava [78], [79], dok veći implantati za nadomjestak kosti posjeduju gradijent temeljen na poroznosti [80], [81].

Većina istraživanja koja uključuju umjetne kosti usmjerena je na regeneraciju, nadomještanje i nadogradnju postojeće kosti. Nadomjesci se izrađuju od biokompatibilnih materijala koji induciraju rast novog koštanog tkiva i sa vremenom se razgrađuju, ostavljajući samo normalnu na mjestu ugradnje [82], [83]. Korištenje aditivne proizvodnje također je usmjereno na preciznu izradu takvih nadomjestaka [84], uz korištenje volumnih radioloških snimaka za postizanje ispravnog oblika i veličine modela [85]. Upotreba određene tehnologije aditivne proizvodnje ovisi o primjeni objekta koji se izrađuje za istraživanje, ali uvijek je riječ o taložnom srašćivanju [86], stereolitografiji [87], topljenju elektronskom zrakom [88] ili direktnom laserskom topljenju metala [89]. Pronađeno je nekoliko istraživanja gdje se aditivna proizvodnja koristila za izradu homogenih modela kosti koji su služili za uvježbavanje predstojeće operacije [90], [91].

Nisu pronađena istraživanja gdje se aditivna proizvodnja koristila za izradu replika kosti sa realističnom prostornom distribucijom mehaničkih svojstava, kao ni upotreba FGM za postizanje istog cilja. Stoga se može zaključiti kako je tema disertacija originalna i predstavlja doprinos području oralne implantologije i ostalim područjima medicine gdje se replike kosti mogu koristiti u istraživanjima.

2. TEORIJA

Težište interesa ove disertacije usmjereno je povezivanju i razumijevanju niza interakcija većeg broja heterogenih područja istraživanja koje su povezane s definiranim ciljevima. Kao uvod u razumijevanje tematike je potrebno pružiti teorijske osnove tih područja. Početni koraci su utvrđivanje mehaničkih svojstava materijala korištenog u 3D tisku i mehaničkih svojstava prostornih konfiguracija mrežastih struktura pomoću kojih se može simulirati raspon mehaničkih svojstava stvarne kosti. Izrada modela čeljusti kreće od dobivenih podataka i CBCT snimke na temelju koje se 3D modeliraju prostorno nehomogene mrežaste strukture kako bi se postigla gradacija mehaničkih svojstava modela. 3D modeliranje temelji se na proceduralnom modeliranju [92]–[95], što je vrsta modeliranja koja se oslanja na izradu modela putem programskih procedura kojima upravljaju korisnički definirani parametri. Ova vrsta modeliranja dozvoljava jednostavno, brzo i iterativno modeliranje iznimno kompleksnih modela kao što su mrežaste strukture. Na kraju se stvoreni modeli čeljusti moraju izraditi pomoću SLA 3D tiska. Svaki od ovih koraka zahtjeva dobro poznavanje teorijskog dijela tog područja kako bi se mogao uspješno realizirati eksperimentalni dio rada.

2.1. ORALNA IMPLANTOLOGIJA

Oralna implantologija područje je dentalne medicine [96]–[98] čiji je cilj povratak pacijentove normalne funkcije i estetike usne šupljine [99]–[101] zamjenom izgubljenih zuba i njihovih potpornih struktura pomoću umjetnih zubnih proteza koje su pričvršćene za kost [102]–[105]. Zubni implantati su trajni, umjetni uređaji napravljeni od biokompatibilnih materijala [106], [107] koji se ugrađuju u kost, te se na njih pričvršćuju trajne ili uklonjive zubne proteze.

Temeljna ideja ovog rada je aditivna proizvodnja čeljusti koje imaju jednako širok raspon mehaničkih svojstava kao i stvarna kost. Potreba za izradom takvih modela proizlazi iz nekoliko razloga:

1. **Istraživanje.** Područje oralne implantologije stalno napreduje. Istražuju se nove vrste i dizajni implantata [108], novi materijali za njihovu izradu [109], [110], te načini ugradnje [111], [112]. Riječ je o vrlo dinamičnom području istraživanja, stoga je potrebno na raspolaganju imati alate koji dozvoljavaju brza i pouzdana istraživanja. Mehanička interakcija između kosti i implantata je jedno od temeljnih područja današnjih istraživanja [113], [114]. Kako je ranije spomenuto, korištenje stvarnih kosti nije moguće, stoga je potrebno imati modele koji adekvatno mogu zamijeniti pravu kost u istraživanjima.
2. **Liječenje.** Individualizacija tretmana u medicini postaje sve češći pristup liječenju zbog brojnih prednosti koje omogućava [115]–[120]. Ovaj trend također je očit na područje oralne implantologije [121]–[127]. Svaki pacijent predstavlja jedinstveni set problema u kontekstu potreba liječenja. Potrebno je uzeti u obzir sve okolnosti individualnog slučaja, uključujući anatomske, funkcionalne i estetske zahtjeve kako bi se postigao predvidljiv i zadovoljavajući ishod. Uspješna ugradnja implantata ključna je za dugotrajan povoljni ishod liječenja i zadovoljstvo pacijenta, te je bitno poduzeti sve moguće mjere kako bi postupak liječenja prošao planirano. Korištenje realističnih modela čeljusti doktorima omogućava kvalitetnije upoznavanje sa slučajem pojedinog pacijenta i bolje planiranje zahvata.

Oralna implantologija pomaže poboljšati kvalitetu života velikom dijelu populacije pacijenata [128], [129], te je postala nezamjenjivim dijelom dentalne medicine. Ovo područje često je prvi izbor za rehabilitaciju ozbiljno narušenih anatomskih, funkcionalnih i estetskih problema koji nastaju kao posljedica gubitka zubi, dok je njena važnost posebice

naglašena u slučajevima tretmana iznimno atrofirane čeljusti [130].

Osim funkcionalnih problema, gubitak zubi može dovesti do psihičkih problema zbog niskog samopouzdanja i narušenog socijalnog života [131], [132], te tako može drastično utjecati na kvalitetu života [133], [134].

U prošlosti je tretman ugradnjom implantata bio rezerviran za specijalizirane timove doktora dentalne medicine [135], ponajviše u nekolicini sveučilišnih i medicinskih centara, dok je liječenje bilo gotovo isključivo rezervirano za potpuno bezube pacijente sa vrlo atrofiranim čeljustima [136]. Indikacija za liječenje ugradnjom implantata se u 1990-im godinama mijenja sa potpuno bezubih na djelomično bezube pacijente, što dovodi do naglog povećanja dijela populacije koji je mogao biti liječen na ovaj način [137]. Zbog povećanje potražnje cijelo područje oralne implantologije doživjelo je period naglog istraživanja i razvoja što je dovelo do brzog tehnološkog napretka korištenih materijala, dizajna implantata i samih zahvata, te pojednostavljenije izvođenja liječenja u svim fazama postupka, od dijagnoze pacijenta, planiranja tretmana, pozicioniranja implantata, integracijske faze, restorativnog zahvata i naknadnog održavanja [138]–[144].

2.1.1. ANATOMIJA ČELJUSTI I STRUKTURA KOSTI

Kost je funkcionalno gradirani materijal [145], [146]. Cilj rada je osmisliti proces izrade umjetnih čeljusti koji rasponom mehaničkih svojstava odgovaraju stvarnoj čeljusti, stoga je potrebno imati uvid u anatomiju čeljusti i strukturu kosti.

Poznavanje anatomije čeljusti daje uvid u oblik i raspodjelu dva različita tipa kosti od kojih je sačinjena, dok poznavanje strukture kosti daje uvid u različite tipove kvalitete kosti i gradaciju gustoće. Oba saznanja potrebna su kako bi se uspješno napravile realistične umjetne čeljusti.

Osnovna svrha kosti, te samim time i kostura, je podupiranje tjelesne strukture. Ljudske kosti sastoje se od oko 25% organske tvari, 50% anorganskih minerala i 25% vode [147]. Organska tvar sadržava oko 90% kolagenskih vlakana i 10% ostalih proteina. Vlakna tvore mrežu koja služi kao polazišna točka za stvaranje tvrdog tkiva putem depozicije kalcija i ostalih minerala oko vlakana [148]. Ovaj proces naziva se osifikacija ili okoštavanje [149]. Pravilan omjer kolagenskih vlakana i minerala ključan je za formiranje kosti koje su ujedno čvrste i fleksibilne. Kost se makroskopski sastoji od dvije vrste koštanog tkiva [150].

Vanjski sloj kosti sastoji se od kortikalne kosti koja je gusta i čvrsta. Kortikalna kost sačinjava 80% ukupne mase koštanog tkiva u kosturu odraslog čovjeka. Njena glavna uloga je potpora cijelog tijela. Unutrašnjost kosti sačinjena je od trabekularne kosti koja je spužvasta i fleksibilnija, te na nju otpada 20% ukupne mase kostura odraslog čovjeka.

Simulacija kortikalne kosti putem 3D tiska iz tehničkog aspekta ne predstavlja značajan problem obzirom da je riječ o tkivu relativno jednolike gustoće. Potrebno je odabrati tehnologija 3D tiska koja je sposobna izraditi objekte sa izotropnim mehaničkim karakteristikama, te naći materijal koji je mehaničkim svojstvima čim više sličan kortikalnoj kosti. Postoje nekoliko tehnologija 3D tiska koje zadovoljavaju oba uvjeta, poput stereolitografije (SLA) i selektivnog laserskog sinteriranja (SLS, eng. *Selective Laser Sintering*) [151].

Simulacija trabekularne kosti predstavlja značajan problem. Gustoća kortikalne kosti relativno je ujednačena kroz njen volumen, jedino se mijenja debljina sloja kosti [152] i to ne predstavlja značajan problem u izradi njenog 3D modela. Trabekularnoj kosti gustoća se prostorno drastično mijenja [153], što je potrebno modelirati i reproducirati 3D tiskom. Dodatni problem predstavlja mala prostorna veličina promjena gustoće [154]. Jedina tehnologija 3D tiska koja može stvarati tako sitne prostore gradacije materijala je polimerno mlazanje ili mlazanje materijala [155] (MJ, eng. *Material Jetting*) (komercijalni nazivi ovih tehnologija su PolyJet tvrtke Stratasys i MultiJet tvrtke 3D Systems). Ove tehnologije temelje se na klasičnom inkjet postupku tiska [156] i rade na principu izbacivanja sitnih kapljica fotopolimera iz minijaturnih mlaznica. Pokretna glava sadrži mnoštvo takvih mlaznica, a sam printer ima više glava. Kombiniranjem omjera količine materijala u nekoj točki unutar radnog volumena 3D printera moguće je vrlo precizno gradirati sastav objekta. Takvi 3D printeri vrlo su skupi, kao i materijali koje koriste. Dodatno, nije moguće ostvariti raspon mehaničkih svojstava koji se redovito susreće u trabekularnoj kosti, bez obzira koja je korištena kombinacija materijala u pitanju. Osmišljavanje rješenja ovih problema jedan je od ključnih ciljeva disertacije.

Trabekularna kost nepravilna je porozna mreža otvorenih ćelija koje su sačinjene od pločastih i šipkastih koštanih struktura koje se nazivaju trabekule [157], stoga se trabekularna kost ponekad naziva i spužvasta kost. Morfologija trabekula utvrđena je mikroračunalnom tomografijom [158] (mikrotomografija X-zraka), tehnikom koja može snimiti volumnu distribuciju gustoće tkiva u prostornoj rezoluciji od nekoliko mikrometara.

Dimenzije trabekula su mikroskopske, a oblik i veličina pojedine trabekule ovise o kvaliteti kosti, položaju unutar kosti i opterećenju koje trabekula učestalo doživljava. Prosječna širina trabekule je 220 mikrometara [159].

Čeljust je najveća i najčvršća kost lica [160]. Sadrži donje zube, te se nalazi ispod maksile koja sadrži gornje zube. Sastoji se od tijela kosti u obliku potkove koje sadrži zube i ramusa koji pod kutom spajaju oba kraja tijela kosti sa sljepoočnom kosti. Osmišljavanje procesa izrade 3D modela dijela čeljusti sa kortikalnom i trabekularnom kosti, zajedno sa realističnom raspodjelom gustoće trabekularne kosti, krajnji je cilj disertacije.

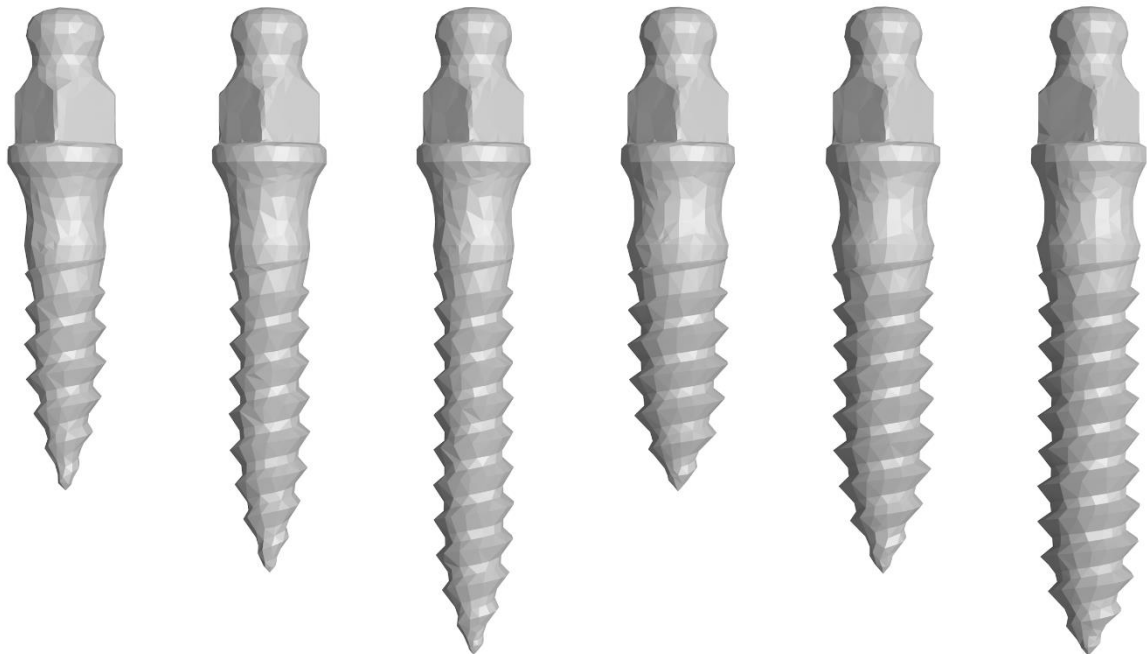
Debljina kortikalne kosti i gustoća trabekularne kosti pokazatelji su opće kvalitete kosti i njene pogodnosti za ugradnju implantata, te je u dentalnoj medicini razvijena skala koja opisuje različite razine kvalitete [161]. Kvaliteta kosti uvelike određuje mogućnost ugradnje implantata i njegovu dugotrajnu stabilnost [162], [163]. Uspješna ugradnja implantata uvelike ovisi o volumenu i kvaliteti kosti koja ga okružuje, što je glavni razlog pažljivom razmatranju situacije u čeljusti na temelju CBCT radiološke snimke, te odabiru mjesta ugradnje [164]–[167]. Kvaliteta kosti kategorizirana je u četiri grupe ili tipa koji su obično označeni sa D1 do D4.

D1 tip sastoji se većinom od debele kortikalne kosti unutar koje se nalazi samo manji udio trabekularne kosti. Predstavlja najčvršću kost, ali ima slabu prokrvljenost što uzrokuje sporo zarastanje nakon ugradnje implantata. Debeli kortikalna kost osigurava odlično držanje implantata zbog velikog kontaktnog područja koje prelazi 80% ugrađene površine implantata. D2 tip kombinacija je deblje kortikalne kosti i većeg udjela grublje trabekularne kosti u unutrašnjosti. Predstavlja najbolji tip kosti za ugradnju implantata zbog stabilnog držanja implantata i dobre prokrvljenosti. D3 tip ima tanju, porozniju kortikalnu kost i finu trabekularne kosti u unutrašnjosti. Kontaktna površina između kosti i implantata bitno je manja, stoga je manje pogodna za ugradnju implantata. D4 tip ima malo ili uopće nema kortikalne kosti, dok je trabekularna kost vrlo rijetka, te predstavlja najnepovoljniji tip kosti za ugradnju implantata.

2.1.2. DENTALNI IMPLANTATI

Cilj disertacije je kreiranje procesa izrade umjetnih čeljusti sa realnom rasponom mehaničkih svojstava, koji će omogućiti lakša i kvalitetnija istraživanja, te individualizaciju

i bolje planiranje liječenja. Potrebno je poznavati korištene kirurške komponente (dentalni implantati), nadomjeske zuba izrađene od potpuno biokompatibilnog materijala – legure titana. Implantat se kirurški ugrađuje u čeljust te se na njega pričvršćuje protetska konstrukcija – zubna krunica ili most, stoga može biti nadomjestak jednom zubu ili biti potpora za više zubi u nizu, odnosno većim protetskim nadomjescima. Postoji mnogo vrsta implantata koji se primjenjuju ovisno o potrebama pacijenta. Vrsta implantata na koji se fokusira ovo istraživanje su mini dentalni implantati [168], pošto se na njima temelji ranije spomenuti HRZZ projekt unutar čijeg okvira je formirana temeljna ideja ove disertacije. Na Slici 3. prikazani su 3D modeli mini dentalnih implantata koji su izrađeni za potrebe istraživanja u sklopu HRZZ projekta. Implantati imaju dužinu vrata (dio sa navojem) od 6, 8 i 10 mm, dok je promjer vrata 2 i 2.5 mm.



Slika 3. 3D modeli mini dentalnih implantata

2.1.3. CBCT

Uspješan ishod ugradnje implantata uvelike ovisi o pažljivom planiranju mjesta i načina ugradnje implantata u čeljust, što znači da je potrebno imati jasan i precizan uvid u stanje čeljusti po pitanju kvalitete kosti. Najbolji način za dobivanje takvog uvida je trodimenzionalna vizualizacija gustoće koštanog tkiva čeljusti koju je moguće postići upotrebom raznih tehnika dijagnostičke radiologije [169]–[171]. Takav trodimenzionalni prikaz omogućava stomatologu slobodan pogled u unutrašnjost čeljusti i različite načine

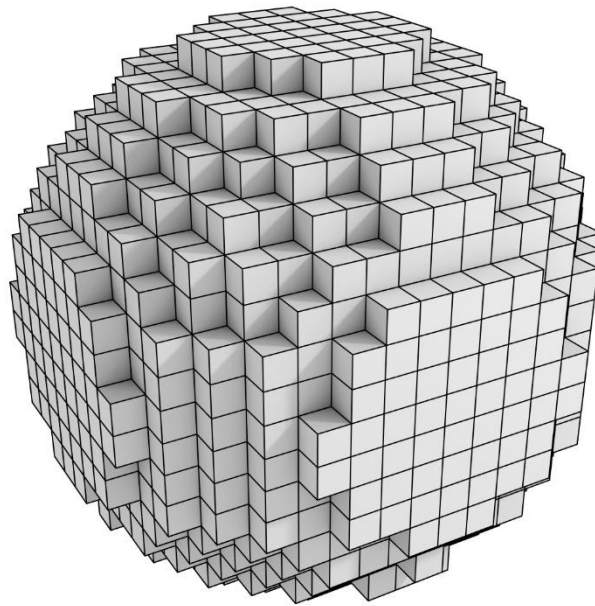
prikaza podataka kako bi se bolje istaknula područja interesa. Tehnika koja se nametnula kao zlatni standard u dentalnoj medicini je računalna tomografija stožastom zrakom (CBCT) [172]. Razlog su visoka rezolucija, kratko vrijeme snimanja i mnogo manje izlaganje ionizirajućem zračenju nego kod klasičnog CT snimanja maksilofacijalnog područja [173]–[176]. Moderna oralna implantologija nije moguća bez CBCT-a.

Osim velike vrijednosti za stomatologe pri planiranju ugradnje implantata, CBCT je neizostavan za izradu ove disertacije. Jedini način da se napravi realistični model umjetne čeljusti je da se model temelji na stvarnoj čeljusti. Stoga je potrebno na adekvatan način snimiti volumen čeljusti i dobiti podatke o prostornoj distribuciji kortikalne i trabekularne kosti, te distribuciji gustoće trabekularne kosti. Te podatke moguće je dobiti upravo pomoću CBCT snimke, stoga je ona ključan je element pošto se na njoj temelji proces izrade 3D modela čeljusti.

CBCT omogućava rezoluciju snimanja od milimetra, dok je vrijeme kompletnog postupka snimanja oko 60 sekundi [177]. Dodatno, ukupna doza ionizirajućeg zračenja može biti do 96% manja nego kod snimanja istog područja sa standardnim CT uređajem [178]. Snimanje se temelji na X-zrakama. Uređaj ima izvor X-zraka i 2D detektor. Klasični CT uređaj emitira linijski snop X-zraka koje se šire poput lepeze i na suprotnoj strani ima linijski detektor, te se tako snimaju 2D presjeci tkiva. Izvor CBCT uređaja prostorno emitira zrake u obliku stožca (od tuda dolazi naziv „cone beam“), stoga se na suprotnoj strani nalazi dvodimenzionalni pravokutni detektor X-zraka. Pacijent se nalazi između izvora i detektora koji oko njega rotiraju. Unutar jedne pune rotacije snima se između 150 i 600 2D snimaka. Intenzitet X-zraka slabi prolaskom kroz tijelo, pri čemu gušća tkiva jače atenuiraju zrake. Intenzitet zračenja snima na odgovarajućem mjestu na detektoru. Rezoluciju detektora definira horizontalni i vertikalni broj piksela, te se obično kreće oko 1000x1000 piksela. Svaki od tih piksela snima se u 12 ili 16 bitnoj dubini sivog tona. Rekonstrukcija 3D podataka iz takvih 2D snimaka predstavlja značajan algoritamski i računalni problem, te se i dalje radi na razvoju rješenja koje će poboljšati kvalitetu 3D rekonstrukcije. Količina podataka koji nastaju prilikom snimanja može biti značajna, čak i uz današnji računalni hardver. Pojedina snimka može rezultirati sa preko nekoliko gigabajta podataka.

Pretvaranje seta 2D podataka u 3D oblik naziva se rekonstrukcija [179]. Rezultat rekonstrukcije je volumna reprezentacija snimanog područja. Volumen je definiran 3D rešetkom, te se jedinica te rešetke naziva voksel [180] (eng. *voxel*). Voksel je za volumen

ono što je piksel za 2D sliku – najmanje jedinica kojoj je pridružena neka vrijednost. Na Slici 4. prikazan je model kugle realiziran pomoću voksela. U slučaju CBCT-a ta vrijednost je sivi ton. Veličina voksela (a time i rezolucija snimke) uvelike je definirana veličinom piksela na detektoru i može se kretati od 0.09 do 0.4 mm. Za razliku od CT-a, veličina voksela kod CBCT-a je izotropna. Ovisno o rezoluciji snimanja i veličini prostora koji snimka obuhvaća, volumna datoteka može sadržavati stotine milijuna voksela što ponekad čini njihov prikaz u stvarnom vremenu problematičnim. Volumni podaci prikazuju se putem



Slika 4. Vizualizacija vokseliziranog 3D modela kugle

raznih tehnika volumnog renderiranja [181], [182]. Renderiranje volumnih podataka u stvarnom vremenu tradicionalno je težak zadatak [183], [184], posebice kada je riječ o tako velikom broju voksela, stoga je za kvalitetan i brz prikaz potrebno imati značajne računalne resurse.

Sivi ton voksela predstavlja vrijednost Hounsfieldovih jedinica [185], [186] (HU, eng. *Hounsfield Unit*). Hounsfieldova skala koristi se za mjerenje radiogustoće. Radiogustoća je svojstvo materijala kojim se određuje stupanj inhibiranja elektromagnetskog zračenja [187]. Hounsfieldove jedinice kvantitativna su mjera kojom se izražava radiogustoća. Hounsfieldova skala linearna je transformacija originalnog koeficijenta atenuacije gdje je radiogustoća destilirane vode pri standardnoj tlaku i

temperaturi definirana kao 0 HU, dok je radiogustoća zraka pri standardnom tlaku i temperaturi definirana kao -1000 HU:

$$HU = \frac{\mu_{materijal} - \mu_{voda}}{\mu_{voda} - \mu_{zrak}} \times 1000 \quad (1)$$

Na temelju tog omjera moguće je izračunati HU vrijednost bilo kojeg tkiva u CBCT snimci na temelju sivog tona vokselu.

Kod klasičnog CT snimanja Hounsfieldove jedinice imaju dobru korelaciju sa stvarnom gustoćom tkiva [188], te mogu dati točnu apsolutnu gustoću tkiva za svaku točku u snimanom prostoru. Zbog načina rada CBCT-a prikazana radiogustoća pojedinog vokselu nije apsolutno izražena. Vrijednosti sivog tona vokselu tkiva identične gustoće razlikuju se ovisno o njihovoj relativnoj poziciji za vrijeme snimanja, stoga CT i CBCT snimka neće dati jednake vrijednosti gustoće istog tkiva [189]–[191]. Ne postoji standardizirani način za pretvaranje sivih tonova u stvarnu gustoću tkiva i to je glavni nedostatak CBCT tehnike snimanja. Bez obzira na to, CBCT je neophodan alat za stomatologe koji na temelju znanja anatomije i iskustva rada sa pacijentima mogu ispravno interpretirati dobivene podatke.

Za potrebe ovog istraživanja nije potrebno znati stvarne gustoće tkiva. Dva su bitna podatka na temelju kojih će se izrađivati 3D modeli kosti – prostorna varijacija u gustoći trabekularne kosti i raspon gustoća koji se u njoj nalazi. Ovi podaci nisu vezani uz poznavanje stvarne gustoće tkiva, već samo uz vrijednosti sivog tona u CBCT snimci.

2.1.4. SEGMENTACIJA

Vizualna reprezentacije gustoće u CBCT snimci obično je dovoljna kako bi stomatolog odredio kakav je oblik i unutrašnja struktura kosti, te na temelju toga planirao liječenje. Međutim, često postoji potreba da se točno naznače pojedini dijelovi kosti kako bi se dobio bolji uvid gdje se nalazi granica između kosti i ostalog tkiva ili gdje se sve nalazi kost iste gustoće. Naravno, ova potreba nije vezana samo uz CBCT i koštano tkivo, već uz bilo koji oblik dijagnostičkog snimanja i bilo koje vrste tkiva. Problem je što volumni zapis ne sadrži stroge granice između različitih tkiva, već jednostavno sadrži voksele različitih vrijednosti sivog tona što vizualnu razliku između pojedinih vrsta tkiva može učiniti slabo uočljivom. Kao dodatni problem, CBCT snimka čeljusti sadrži više od same čeljusti. Ostali dijelovi anatomije različitih gustoća i prazan prostor također su uključeni u nju. Sve ovo čini

naznačavanje pojedinih dijelova anatomije prilično dugotrajnim i kompliciranim. Ovaj proces određivanja pripadnosti pojedinog vokselu određenoj vrsti tkiva naziva se segmentacija [192]–[194]. Radiološka dijagnostika često pati od vizualnog šuma i artefakata prilikom snimanja [195], [196], što može značajno otežati raspoznavanje snimljenih anatomskih struktura. Svrha segmentacije ponajprije je da se pojednostavi reprezentacija tkiva u prikazu i na taj način olakša analiza i donošenje zaključaka. Segmentacija se vrši pomoću specijaliziranih medicinskih računalnih programa. Tkiva različitih gustoća prikazana su na CBCT snimci kao vokseli različitih sivih tonova. Korištenjem ručnih, poluautomatiziranih i automatiziranih alata moguće je odabrati određene voksele i dodati ih u zasebnu grupu ili segment (otuda naziv segmentacija). Stvorene segmente moguće je izvesti iz softvera kao niz slika od kojih svaka predstavlja pojedini sloj CBCT snimke. Glavna je razlika što područja spremljena kao segmenti više ne sadrže sive tonove već im je dodijeljena neka proizvoljna boja. Također je moguće konstruirati površinsku geometriju oko segmentacija i na taj način napraviti klasične poligonalne 3D modele [197] koji se opet mogu izvesti u druge softvere gdje se moguća daljnja obrada ili priprema za 3D tisak.

Za potrebe ovog istraživanja potrebno je izraditi 3D model kosti sa realističnom distribucijom gustoće, stoga je potrebno odrediti koji vokseli pripadaju čeljusti, dok je unutar njih dodatno potrebno odrediti koji pripadaju kortikalnoj, a koji trabekularnoj kosti. Ovo se ostvaruje putem segmentiranja CBCT snimke, što čini segmentaciju prvim i temeljnim korakom u izradi 3D modela kosti.

Rezultat segmentacije su dvije grupe vokselu. Unutar računalnog programa za segmentaciju svaka od tih grupa ima dodijeljenu boju radi lakšeg raspoznavanja segmenata, ali zapravo je riječ o novoj 3D volumnoj mreži unutar koje je segmentiranim vokselima dodijeljena vrijednost 1, dok su ostali vokseli prazni, odnosno, imaju vrijednost 0. Svrha segmentiranja je stvoriti dva područja u prostoru iz kojih će se iščitavati podaci o obliku kortikalne kosti, te podaci o obliku i gustoći trabekularne kosti.

U daljnjim koracima potrebno je generirati geometrijsku reprezentaciju gradijenta gustoće koji se temelji na CBCT snimci. Ovaj korak radi se u zasebnom računalnom programu za 3D modeliranje i zahtjeva učitavanje volumnih podataka u obliku 2D presjeka volumena. Vizualno pregledavanje 2D presjeka jedan je od dva načina na koji se mogu analizirati podaci snimljeni CBCT uređajem, drugi je volumno renderiranje koje omogućuje slobodni pregled podataka u 3D prostoru. Oba načina pregleda podataka iznimno su vrijedna

u medicinskoj dijagnostici, te posjeduju različite prednosti prilikom uvida u snimku. Pregled presjeka odvija se u klasičnom 2D pogledu pošto je presjek zapravo slikovna datoteka. Presjeci nastaju tako da se volumni podaci presjeku sa jednom od tri ravnine čije je pozicije moguće proizvoljno definirati. Tradicionalno se u velikoj većini slučajeva koriste tri osnovne ravnine - sagitalna ravnina koja dijeli tijelo na lijevu i desnu polovicu, frontalna ravnina koja dijeli tijelo na prednji i stražnji dio, te transverzalna ravnina koja dijeli tijelo na kranijalni i kaudalni kraj. Datoteke nastale CBCT i ostalim radiološkim tehnikama snimanja imaju oblik DICOM datoteke [198]. DICOM (eng. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) standard je za pohranu i razmjenu medicinskih snimaka i popratnih podataka. Standard sadrži definiciju formata datoteke i protokola za mrežnu komunikaciju. Volumni podaci pohranjeni su unutar DICOM datoteke u obliku slika koje se spremljene u obliku standardnih slikovnih formata kao što je JPEG (eng. *Joint Photographic Experts Group*). Slike se pretvaraju u volumni oblik prilikom učitavanja DICOM datoteke u neki od računalnih programa za pregled ili segmentaciju podataka.

Direktno korištenje DICOM datoteke u računalnom programu za 3D modeliranje kao osnove za izradu 3D modela kosti nije moguće. Prvi problem je što takav tip 3D računalnog programa ne podržava učitavanje tog tipa datoteke. Drugi je što DICOM ne sadrži jasnu definiciju područja interesa (u ovom slučaju kortikalnu i trabekularnu kost) već sadrži sve što se nalazilo u prostoru za vrijeme snimanja. Osmišljeni proces modeliranja kosti je većim dijelom automatiziran, ali zahtjeva upute iz kojeg dijela volumena se radi koji dio kosti. Stoga je zaključeno kako je lakše izraditi segmentacije kosti unutar specijaliziranog računalnog programa i izvesti ih kao niz presjeka volumena. Ove segmentacije sadrže područja unutar kojih se nalaze vokseli CBCT snimke koji su od interesa. Pošto se kortikalna kost izrađuje kao puni model, potrebno je samo učitati njenu segmentaciju u računalni program za 3D modeliranje, pretvoriti je u volumni oblik i oko stvorenog volumna konstruirati poligonalnu geometriju. Ovaj postupak detaljno je pojašnjen u eksperimentalnom dijelu.

Izrada trabekularne kosti mnogo je kompleksnija i predstavlja jedan od glavnih problema koje ovo istraživanje pokušava riješiti. Iz računalnog programa za segmentaciju također se izvoze slojevi CBCT datoteke u obliku klasičnog BMP formata, pošto je mnogo lakše pristupiti slikovnim podacima kroz ovaj format, nego što je kroz DICOM. Zatim je napisan jednostavan Python program koji učitava pojedine presjeke CBCT datoteke i odgovarajuće presjeke segmentacije trabekularne kosti. Za svaki piksel u presjeku

segmentacije provjerava se ima li vrijednost 0 (odnosno, da li na tom mjestu ne postoji trabekularna kost). Ako ima vrijednost 0, vrijednost odgovarajućeg piksela iz CBCT presjeka pretvara se također u vrijednost 0. Na ovaj način CBCT presjek sadrži samo vrijednosti sivog tona na mjestima gdje je definirana trabekularna kost u presjeku segmentacije. Takvi izmijenjeni presjeci spremaju se i učitavaju u računalni program za 3D modeliranje, te se pretvaraju u volumni oblik. Za razliku od kortikalnih presjeka koji samo sadržavaju vrijednost 0 i 1, trabekularni presjeci sadržavaju 8 bitne vrijednosti sivog tona koji ukazuje na gustoću tkiva. 8 bitni zapis omogućava 255 razina gustoće. Na ovaj način moguće je stvoriti volumnu reprezentacije gustoće unutar računalnog programa za 3D modeliranje, što se u daljnjim koracima koristiti za generiranje geometrijske reprezentacije gradijenta gustoće.

Za potrebe segmentacije koštanog tkiva i izvoz slikovnih podataka koristi se FEI Amira, računalni program namijenjen za segmentaciju medicinskih radioloških snimaka i njihovu slikovnu obradu [199], [200].

2.2. FUNKCIONALNO GRADIRANI MATERIJALI

Funkcionalno gradirani materijali (FGM) su oni kojima se sastav ili struktura prostorno mijenja što rezultira odgovarajućom primjenom svojstva materijala [201], [202]. Često ih se svrstava kao podskupinu kompozitnih materijala, što je točno kada je riječ o FGM koji se sastoje od dva ili više materijala [203]. Međutim, postoje FGM koji svoja prostorno promjenjiva svojstva ostvaruju na temelju distribucije materijala u obliku struktura različitih oblika i raspona veličina [204], [205]. FGM bilo bi točnije svrstati kao nasljednike kompozitnih materijala, kao što se kompozitne materijale može smatrati nasljednicima slitina.

FGM su napredni inženjerski materijali koji su tradicionalno karakterizirani prijelazom sastava jednog materijala u drugi. Ovo je u suprotnosti sa klasičnim kompozitnim materijalima koji su homogene smjese, te predstavljaju kompromis između svojstava materijala koji su pomiješani ili laminiranih kompozitnih materijala koji su načinjeni od dva različita povezana materijala. FGM su materijali koji su dizajnirani kako bi ostvarivali različite funkcionalnosti, te na različitim dijelovima proizvoda materijal može imati upravo ona svojstva koja su tražena.

Potreba za FGM nastala je većim dijelom iz nemogućnosti rada klasičnih kompozitnih materijala u teškim uvjetima rada, gdje su točke popuštanja na jasno definiranom sučelju između dva materijala. FGM nemaju takvo sučelje jer je prijelaz između dva materijala kontinuiran.

FGM su relativno nov razvoj na području materijala. Prvi je razvijen 1984. godine u Japanu kao rezultat projekta razvoja svemirskog aviona [206]. Problem u razvoju na koji se nailazilo zahtijevao je kompozitni materijal koji je mogao izdržati iznimno velike razlike u temperaturi. Primjena je zahtijevala da jedna strana materijala bude podvrgnuta temperaturi od oko 1700 °C, te se toplina nije smjela prenijeti na drugu stranu materijala. Tradicionalni kompozitni materijali tog vremena nisu bili dorasli ovom zadatku. Razlog popuštanja uvijek je bio isti kod svih testiranih kompozita – delaminacija, odvajanje materijala na mjestu na kojima su bili spojeni uslijed velikog termičkog opterećenja. Do ovoga problema dolazilo je zbog nepodudaranja svojstava korištenih materijala, konkretno, zbog naglog prijelaza između različitih koeficijenta toplinskog rastezanja. Bilo je jasno iz kojeg razloga nastaje problem, te je stvoren novi kompozitni materijal u kojem se postupno prostorno jedan

materijal miješao u drugi. Ovaj novi materijal uspješno je primijenjen u projektu, te je tako stvoren prvi FGM.

FGM su se u početku koristili u najzahtjevnijim uvjetima rada, poput raketnih motora i eksperimentalnih fuzijskih reaktora. Njihova upotreba brzo se proširila razvojem novih, prihvatljivijih metoda proizvodnje, iz jednostavnog razloga što su daleko superiorniji od klasičnih kompozita. Naravno, cijena i kompleksnost izrade FGM i dalje ograničava upotrebu na probleme gdje klasični kompozitni materijali nisu prihvatljivi. Primjer takvog materijala je metal-keramika FGM gdje se kombiniraju najbolja svojstva oba materijala – keramika može podnijeti visoke temperature, dok metal pruža potrebna mehanička svojstva.

Ova vrsta materijala može se često sresti u prirodi. Ljudska koža, kosti i zubi su primjeri FGM u ljudskom tijelu (veći dio tkiva u tijelu je FGM), dok se od još nekih poznatijih primjera mogu navesti bambus i školjke.

Velika prednost FGM je mogućnost prilagodbe njihovih svojstava zahtjevima određene primjene, što dozvoljava odabir većeg broja materijala u inženjerskom dizajnu. Omogućavaju integraciju više dijelova u jedan uz zadržavanje iste funkcionalnosti. FGM mogu se podijeliti u tri osnovne vrste:

1. Gradijent kemijskog sastava.
2. Gradijent mikrostrukture
3. Gradijent poroznosti

Ukoliko se kemijski sastav materijala postepeno prostorno mijenja, riječ je o FGM temeljenom na gradijentu kemijskog sastava. Ova vrste FGM može biti jednofazna i višefazna. Jednofazni FGM mješavina su dva materijala, dok su višefazni mješavina više materijala, te su češći u primjeni. Udio pojedinog materijala prostorno se mijenja i to je karakteristika koja tvori funkcionalno gradirani materijal. Ovaj tip FGM najčešće se izrađuje polaganjem praškastog materijala sloj po sloj, te se zatim sinterira.

Ako je mikrostruktura materijala prilagođena tako da se prostorno postupno mijenja unutar materijala, riječ je o FGM temeljnom na gradijentu mikrostrukture. Izrada takvih materijala najčešće se temelji se na kontroliranom hlađenju tekućih metala.

Materijali temeljeni na gradijentu poroznosti treća su vrsta FGM i ona koja je od interesa za ostvarivanje ciljeva disertacije. Ova vrsta FGM sadrži pore čiji se oblik, veličina i gustoća prostorno postupno mijenja.

Postoje brojne metode izrade sve tri vrste FGM. Najnovija tehnologija korištena za njihovu izradu je aditivna proizvodnja i donosi brojne prednosti u proizvodnji FGM [207]–[212]. Aditivna proizvodnja izrađuje modele polaganjem materijala sloj po sloj, dok neke od tehnologija mogu unutar pojedinog sloja prostorno varirati udio pojedinog materijala, što je razlog zašto je aditivna proizvodnja prirodno predisponirana prema izradi FGM. Četiri procesa tehnologije aditivne proizvodnje trenutno se koriste za proizvodnju funkcionalno gradiranih materijala: ekstruzija materijala (ME, eng. *Material Extrusion*), fuzija praškastih materijala (PBF, eng. *Powder Bed Fusion*), polaganje usmjerenom energijom (DED, eng. *Directed Energy Deposition*) i izrada laminacijom (SL, eng. *Sheet Lamination*).

Ekstruzija materijala [213] proces je aditivne proizvodnje gdje se otopljeni materijal polaže sloj po sloj u konačni objekt. Komercijalno ime ove tehnologije je FDM (eng. *Fused Deposition Modelling*) koju je patentirala tvrtka Stratasys, dok se nakon isteka patenta ova tehnologija koristi po imenom FFF (eng. *Fused Filament Fabrication* ili *Filament Freeform Fabrication*). Razlog korištenja ovog procesa u proizvodnji FGM je što se unutrašnjost izrađenih modela može ispuniti promjenjivim geometrijskim oblicima, čime se može prostorno utjecati na svojstva materijala. Također, moguće je koristiti više materijala u procesu izrade modela, tako da se pojedini dio svakog sloja može izraditi sa različitim materijalom, čime se opet prostorno mijenjaju svojstva materijala. Postoje eksperimentalni sustavi gdje se u ekstruderu printera mogu miješati otopljeni materijali u različitim omjerima.

Fuzija praškastih materijala [214] proces je aditivne proizvodnje tijekom kojeg se praškasti materijal ravnomjerno polaže u tanak sloj, zatim se pomoću laserske ili elektronske zrake prostorno sinterira ili topi, te se proces ponavlja sloj po sloj dok se ne izradi kompletan objekt. Postoji više tehnologija unutar ovog procesa: selektivno lasersko sinteriranje, selektivno lasersko topljenje [215] (SLM, eng. *Selective Laser Melting*), topljenje elektronskom zrakom [216] (EBM, eng. *Electron Beam Melting*) i selektivno sinteriranje toplinom [217] (SHS, eng. *Selective Heat Sintering*). FGM unutar ovog procesa mogu se ostvariti izradom promjenjivih geometrijskih struktura ili postepenom promjenom sastava praškastog materijala pri polaganju novog sloja, te se na taj način može postići prostorna gradacija svojstava.

Polaganje usmjerenom energijom [218] proces je aditivne proizvodnje gdje se pojedini sloj modela ostvaruje polaganjem otopljenog materijala u linije. Topljenje

materijala postiže se ukrštavanjem lasera, elektronske zrake ili luka plazme sa praškastim materijalom ili materijala u obliku žice. Proces je idejno sličan procesu ekstruziji materijala utoliko što se materijal topi i polaže u linijama, te se slaganjem linija slažu slojevi modela, ali materijali i proces topljenja materijal su u potpunosti različiti. Moguće je dovesti dva ili više praškasta materijala u postepeno različitim omjerima u kontakt sa izvorom topline, te na taj način izraditi FGM.

Postoje dva dodatna procesa koja se mogu razmotriti u izradi FGM-a. Jedan je već ranije spomenut - mlazanje materijala. Ovaj proces temelji se na izbacivanju sitnih kapljica fotopolimera kako bi se stvorio sloj model, te se zatim sloj otvrdnjava izlaganjem ultraljubičastom svjetlu [219], [220]. Takav 3D printer može imati više glava od kojih svaka izbacuje različiti materijal. Ove glave rade na gotovo identičan način kao i glave u inkjet pisacima, te se pojedini sloj može smatrati 2D slikom koja se otiskuje. Na isti način kako se boja pojedinog piksela postiže različitim omjerima cijana, magente, žute i crne boje, tako se kod ovog procesa aditivne proizvodnje za svaki voksel pojedinog sloja može mijenjati omjer različitih fotopolimera. Na taj način moguće je izrađivati FGM. Dodatna prednost ovog procesa je vrlo visoka rezolucija izrade modela. Debljina pojedinog sloja može biti samo 16 μm dok je horizontalna rezolucija 42 μm . Nedostatak je visoka cijena 3D printera i materijala, te nemogućnost izrade modela niske čvrstoće kakva je trabekularna kost loše kvalitete.

Na kraju ostaje proces aditivne proizvodnje koji se donedavno prilično rijetko vezao uz FGM. Riječ je o stereolitografiji [221], najstarijoj tehnologiji aditivne proizvodnje. Osnovni problem stereolitografije u kontekstu FGM je što zbog principa izrade modela nije moguće miješati materijale kao kod ranije opisanih procesa aditivne proizvodnje, već se model izrađuje od jednog materijala. Ovo isključuje stereolitografiju kao tehnologiju sposobnu za izradu FGM temeljenog na gradijentu kemijskog sastava i mikrostrukture, što ostavlja izradu FGM temeljenog na gradijentu poroznosti. Stereolitografski 3D printeri su također vrlo jeftini, kao i materijali namijenjeni za njih. Ove dvije činjenice jedne su od glavnih razloga zašto su stereolitografska tehnologija aditivne proizvodnje i FGM temeljeni na gradijentu poroznosti odabrani kao dvije ključne komponente u ovom istraživanju.

2.3. ADITIVNA PROIZVODNJA

Aditivna proizvodnja ili 3D tisak izrada je fizičkih trodimenzionalnih objekata na temelju izrađenih 3D modela, korištenjem specijaliziranih uređaja (3D printera) čiji se princip rada zasniva na dodavanju materijala u radni volumen 3D printera kako bi se model izradio [222]. ISO/ASTM 52900:2015 standard definira sedam tehnoloških kategorija aditivne proizvodnje, od kojih su neke spomenute u prošlom poglavlju. Aditivna proizvodnja temelji se na izradi modela slaganjem materijala sloj po sloj u njegov konačan oblik. Razlike u načinu kako se pojedini sloj izrađuje je ono po čemu se tehnologije aditivne proizvodnje međusobno razlikuju.

Aditivna proizvodnja ima brojane prednosti nad klasičnim tehnologijama subtraktivne proizvodnje:

1. **Cjenovna dostupnost.** 3D printeri dugo su bili iznimno skupi uređaji namijenjeni profesionalnoj upotrebi. Situacija se počela mijenjati pojavom RepRap projekta koji je 2005. godine pokrenut u Engleskoj na sveučilištu Bath. RepRap projekt zaslužan je za popularizaciju aditivne proizvodnje izvan okvira profesionalne upotrebe. Projekt je zaslužan za razvoj niza otvorenih dizajna 3D printera na temelju kojih su razvijeni brojni potrošački 3D printeri koji su gotovo svakome omogućili posjedovanje tih uređaja. Sve ovo dovelo je do pada cijene 3D printera i potrošnog materijala, ali samo za dvije tehnologije aditivne proizvodnje – ekstruzija materijala (poznatija kao taložno srašćivanje ili FFF) i stereolitografija. Do ovoga je došlo ponajprije zahvaljujući istekom ključnih patenata. Cijene 3D printera ostalih tehnologija aditivne proizvodnje i dalje su visoke, ali postoji konstantan trend padanja cijena pojavom novih tvrtki koje razvijaju 3D printere. Unatoč visokoj cijeni profesionalnih 3D printera, njihova sposobnost brze izrade modela bez uobičajene potrebe da se model šalje na izradu u specijaliziranu tvrtku predstavlja veliku prednost. Cijene potrošačkih FFF i SLA 3D printera postale su iznimno niske, dok čak i cjenovno osrednji uređaji mogu izrađivati kvalitetne i detaljne modele od naprednih kompozitnih materijala i inženjerskih fotopolimera.
2. **Ušteda materijala.** Zbog principa rada aditivne proizvodnje na izradu modela se troši gotovo upravo onoliko materijala koliki je volumen modela u fazi pripreme za proizvodnju. Ovo štedi materijal i smanjuje cijenu proizvodnje.

3. **Mogućnosti izrade.** 3D printeri često se uspoređuju sa CNC glodalicama i smatraju se konkurentskim tehnologijama u nekim segmentima proizvodnje. Modeli se u aditivnoj proizvodnji izrađuju sloj po sloj što omogućava izradu proizvoljno kompleksnih 3D oblika koji mogu biti ugniježđeni jedan unutar drugoga. Izrada ovakvih oblika je vrlo problematična i često nemoguća putem CNC glodalica. Neke tehnologije aditivne proizvodnje mogu bez problema izraditi velike modele od nekoliko metara [223] ili iznimno kompleksne modele veličine ispod milimetara [224], dok druge omogućavaju izradu modela od više materijala.
4. **Brzina izrade.** Aditivna proizvodnja tradicionalno nije na glasu kao brza metoda izrade objekata, stoga se od svog nastanka gotovo isključivo koristila za izradu prototipa ili iznimno ograničenu proizvodnju malih serija. Razvojem pojedinih tehnologija aditivne proizvodnje počinje se mijenjati način upotrebe 3D printera. Kao primjer, stereolitografija je doživjela iznimno povećanje brzine proizvodnje zahvaljujući upotrebi prostornih modulatora svjetlosti [225] (SLM, eng. *Spatial Light Modulator*) i permeabilnih materijala [226]. Tvrtka Carbon3D postigla je vertikalnu brzinu izrade objekata od 600 milimetara po satu [227] korištenjem CLIP tehnologije (eng. *Continuous Liquid Interface Production*) koja predstavlja modificirani stereolitografski postupak proizvodnje. Zahvaljujući padu cijena 3D printera i sve većoj kvaliteti izrade objekata čak i kod uređaja niske cijene, postalo je uobičajeno da se radi masovna proizvodnja korištenjem stotina printera koji paralelno izrađuju isti objekt, što se naziva farmom 3D printera.
5. **Jednostavnost i pogodnost upotrebe.** Korištenje 3D printera uglavnom je jednostavno, posebice kod profesionalnijih uređaja, stoga je korisnički doživljaj vrlo ugodan. Potrošački 3D printeri većinom su kompaktni i tihi, posebice oni više cijene. Proces izrade modela ne rezultira otpadom i neredom, stoga se mogu koristiti u kući, uredu, školi, fakultetu, radioni... Ponekad je potrebno obaviti doradne procese nakon izrade objekta, ali oni su također prilično jednostavni i ne stvaraju otpad.

Proces aditivne proizvodnje sastoji se od tri ili četiri koraka, ovisno o korištenoj tehnologiji i obliku modela.

Prvi korak je izrada 3D modela. Postoji dva osnovna načina kako se 3D modeli mogu izraditi – 3D skeniranje i 3D modeliranje. 3D skeniranje [228] proces je digitalizacije oblika realnog predmeta, što rezultira opisom površine modela u obliku oblaka točaka (eng. *point*

cloud), Obradom oblaka točaka [229] nastaje klasičan 3D model čija je površina opisana poligonima [230], gotovo isključivo u obliku trokuta. Obrada oblaka točaka može uključivati odstranjivanje neželjenih dijelova scene koji su digitalizirani i uklanjanje grešaka. 3D modeliranje [231] drugi je način izrade modela i daleko je zastupljeniji. 3D modeliranje obuhvaća raznolike tehnologije i postupke pomoću kojih se mogu stvoriti 3D modeli [232]–[237], ali krajnji cilj je uvijek stvaranje opisa površine modela koji je kao i kod 3D skeniranja, najčešće realiziran sa skupom trokuta i četverokuta. Bez obzira na metodu nastanka 3D modela potrebno je pobrinuti se da je napravljen u skladu sa pravilima kvalitetnog dizajna za 3D tisak, da je prilagođen mogućnostima korištene tehnologije aditivne proizvodnje i mogućnostima konkretnog modela korištenog 3D printera, te da ne sadrži greške u geometriji modela koje bi mogle izazvati probleme u njegovoj pripremi za 3D tisak.

Drugi korak je priprema modela. 3D model potrebno je prevesti u oblik koji 3D printer razumije. Taj proces naziva se priprema [238] (eng. *slicing*) i radi se pomoću specijaliziranih računalnih programa. Rezultat pripreme 3D modela je datoteka koja sadrži upute 3D printeru kako izraditi realan objekt. Priprema se temelji na razlaganju 3D modela u niz tankih presjeka. Rekreacijom tih presjeka u 3D printeru nastaje realan objekt. Presjeci su uvijek paralelni sa platformom 3D printera. Presjek je dvodimenzionalni objekt u procesu pripreme, ali tijekom izradi u 3D printeru mora imati neku stvarnu debljinu. Koliki je vertikalni razmak između presjeka u pripremi definira kolika će biti debljina pojedinog sloja objekta u izradi i to je jedan od glavnih faktora kvalitete izrade modela, te se može smatrati vertikalnom rezolucijom. Što je visina sloja manja to će realan objekt bolje pratiti oblik 3D modela, ali će trebati duže vremena da se izradi jer se objekt sastoji od više tanjih slojeva. Veća debljina sloja izrađuje model u manjoj kvaliteti, ali se brže izrađuje jer je potrebno napraviti manji broj debljih slojeva.

Treći korak je 3D tisak. Datoteka sa pripremom 3D modela prebaci se na 3D printer i pokrene postupak izrade. Sam proces izrade prolazi bez intervencije korisnika. Pozitivan ishod procesa postiže se ukoliko je 3D model kvalitetno i primjereno napravljen, te ako su parametri pripreme ispravno definirani.

Četvrti i posljednji korak je dorada modela. Doradni procesi za neke tehnologije nisu potrebni, već se napravljeni model izvadi iz 3D printera i spreman je za korištenje (poput tehnologije taložnog srašćivanja). Ponekad oblik objekta zahtjeva upotrebu potpornih

struktura koje podupiru dijelove modela koji bi se inače urušili za vrijeme izrade ili bi imali umanjenu kvalitetu, ali neke tehnologije zbog načina rada uvijek generiraju potporu za sve dijelove objekta (tehnologije temeljene na polaganju praškastih materijala).

Pažljivim prolazom kroz sva četiri koraka osigurava se uspješna izrada kvalitetnih modela koji se ponašaju i izgledaju u skladu sa očekivanjima.

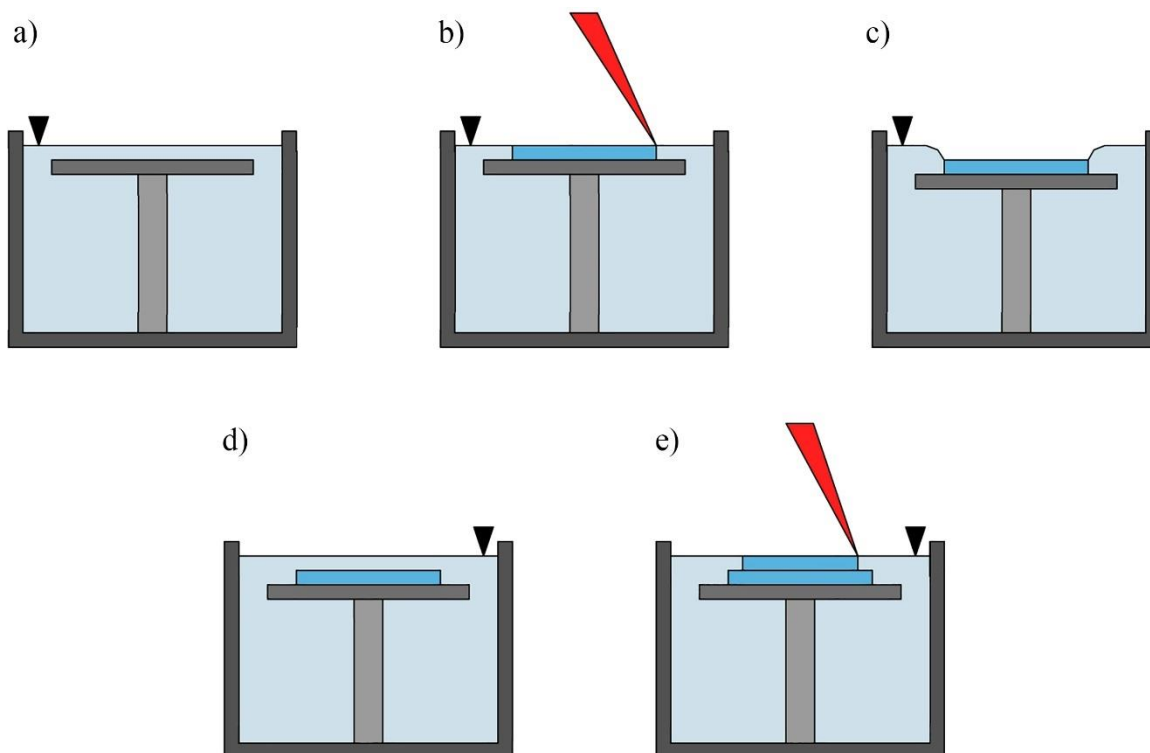
2.3.1. STEREOLOGRAFIJA

Stereolitografija je prva komercijalna tehnologija aditivne proizvodnje. Izum stereolitografije veže se uz nekoliko osoba koje su gotovo istovremeno pokušale patentirati proces. Ipak, ocem stereolitografije smatra se Chuck Hull koji ju je patentirao 1984. godine, te je 1986. godine osnovao 3D Systems, danas jednu od najvećih svjetskih tvrtki koja razvije, proizvodi i prodaje 3D printere različitih tehnologija.

Stereolitografija stvara modele sloj po sloj kao i bilo koja druga tehnologija aditivne proizvodnje. Razlika je u načinu na koji se izrađuje pojedini sloj. Princip rada originalnog stereolitografskog procesa (koji se i danas koristi) vrlo je jednostavan. Temelji se na selektivnom prostornom otvrdnjivanju tekućeg polimera. Ova vrsta polimera naziva se fotopolimer, dok se proces otvrdnjavanja naziva fotopolimerizacija [239]. Fotopolimeri korišteni u stereolitografiji su tekućine sastavljene od monomera, oligomera i fotoinicijatora. Ukoliko se izlože svjetlu dovoljnog intenziteta i odgovarajuće valne duljine, fotoinicijatori apsorbiraju svjetlo i oslobađaju slobodne radikale koji potiču polimerizaciju funkcionaliziranih oligomera i monomera. Rezultat je trenutno otvrdnjivanje materijala uz oslobađanje topline.

Svaki sloj objekta koji se izrađuje u stereolitografskom 3D printeru ima određeni oblik, što znači da mora postojati način kako selektivno osvijetliti dijelove sloja. Originalni princip osvjetljivanja temeljio se na laseru, te i danas postoje SLA 3D printeri koji koriste lasersku zraku za otvrdnjavanje polimera. Osnovni oblik SLA 3D printera ima otvorenu posudu ispunjenu fotopolimerom u koju se spušta platforma na kojoj će se izraditi prvi sloj objekta. Platforma se uroni u fotopolimer tako da je debljina sloja iznad vrha platforme jednaka debljini sloja sa kojom je model pripremljen za izradu (obično 0.025-0.1 mm). Uređaj za navođenje laserske zrake nalazi se iznad platforme, te se pomoću njega laserskom zrakom iscrta oblik sloja u tankom sloju fotopolimera iznad platforme. Vanjski obris sloja

iscrtava se koncentričnim krivuljama, dok se unutrašnjost sloja iscrtava paralelnim linijama. Nakon završetka iscrtavanja platforma se opet uroni u fotopolimer za debljinu jednog sloja i laserska zraka zatim iscrtava drugi sloj. Proces se ponavlja dok se ne iscrtaju svi slojevi. Nakon završetka izrade, platforma izranja iz posude zajedno sa modelom. Model se uklanja sa platforme i ide na daljnju obradu. Ovaj način rada naziva se „top-down“ jer se platforma sa djelomično izrađenim modelom postupno spušta. Princip rada prikazan je na Slici 5.



Slika 5. Princip rada „top-down“ laserske stereolitografije

Ovaj originalni proces izrade ima dva nedostatka. Prvi je što su fotopolimeri prilično viskozni, stoga je potrebno dosta vremena da se nakon uranjanja platforme formira jednoliki sloj fotopolimera. Ovo se riješilo dodavanjem noža koji je nanio novi sloj fotopolimera i tako ubrzao izradu. Drugi problem je što je potrebno imati veliku količinu fotopolimera u posudi ako printer može izraditi veće objekte. Na primjer, ako je radni volumen printera 20x20x20 cm, znači da je apsolutno minimalna količina fotopolimera koja se mora nalaziti u posudi 8 litara, ali kada se uzme u obzir veličina platforme volumen fotopolimera lako postaje veći za nekoliko litara. Zbog ovoga je nepraktično raditi SLA 3D printere velikog radnog volumena ukoliko se temelje na ovom principu rada. Dodatno, ukoliko se želi promijeniti vrsta ili boja fotopolimera, zamjena je dosta problematična.

Ovaj osnovni proces unaprijeđen je tako što se smjer izrade modela okrenuo za 180 stupnjeva. Posuda je mnogo manja, površinom dovoljno velika da u nju može stati platforma. Drugim riječima, horizontalne dimenzije posude su nešto veće od horizontalne dimenzije radnog volumena 3D printera. U posudi se nalazi mala količina fotopolimera, nalivenog u sloj debljine 0.5-1 cm. Dno posude je prozirno i uređaj za navođenje laserske zrake nalazi se ispod posude. Platforma je okrenuta prema dolje, spušta se u posudu, uranja u fotopolimer i zaustavlja na razmaku od dna posude koji je jednak debljini sloja sa kojom je model pripremljen za izradu. Prvi sloj modela iscrtava se laserskom zrakom. Platforma se zatim podiže za debljinu jednog sloja i postupak se ponavlja sloj po sloj dok se ne izradi cijeli model. Dodatni fotopolimer može se uliti ručno ili automatizirano ukoliko početna količina polimera koji se nalazi u posudi nije dovoljna. Ovaj način rada naziva se „bottom-up“ jer se platforma sa djelomično izrađenim modelom postupno podiže..

Ovaj pristup stereolitografiji pokazao se mnogo boljim zbog nekoliko prednosti, te je danas uvelike preferiran način rada stereolitografskih 3D printera. Količina korištenog polimera u procesu izrade modela je vrlo mala, stoga nije problem promijeniti materijal sa kojim se radi. Mala količina fotopolimera može se izliti natrag u spremnik, posuda se očisti izopropilnim alkoholom (IPA) i zatim se koristiti drugi materijal. Također se može koristiti više posuda u kojima se nalazi materijal, pa se samo po potrebi izmjenjuju u 3D printeru. Brzina izrade modela je mnogo veća kod ove izvedbe 3D printera pošto nema čekanja da se stvori novi sloj fotopolimera.

Pojava vakuuma [240] između napravljenog sloja i prozirnog dna posude jedini je nedostatak ovog načina rada SLA 3D printera. Dno sloja i dno posude je potpuno paralelno, te se javlja međusobno jako prijanjanje uslijed vakuuma. Sila potrebna za odvajanje platforme od dna posude ovisi o veličini kontaktne površine sloja sa dnom posude, brzini odvajanja i viskoznosti fotopolimera. Razvijeni su brojni matematički modeli kojima se može predvidjeti sila odvajanja, ali smatra se kako Stefanova adhezija dobro predviđa potrebnu silu:

$$F = \frac{3\pi\eta R^4}{2h^3} \frac{dh}{dt} \quad (2)$$

Veća kontaktna površina i viša viskoznost rezultiraju većom potrebnom silom kako bi se model odvojio od dna posude. Ukoliko je sila prijanjanja modela za dno veća od one kojom se model drži za platformu, model će se odvojiti od platforme i izrada je propala.

Ovaj problem uvelike ograničava veličinu modela koji se mogu napraviti i brzinu njegove izrade.

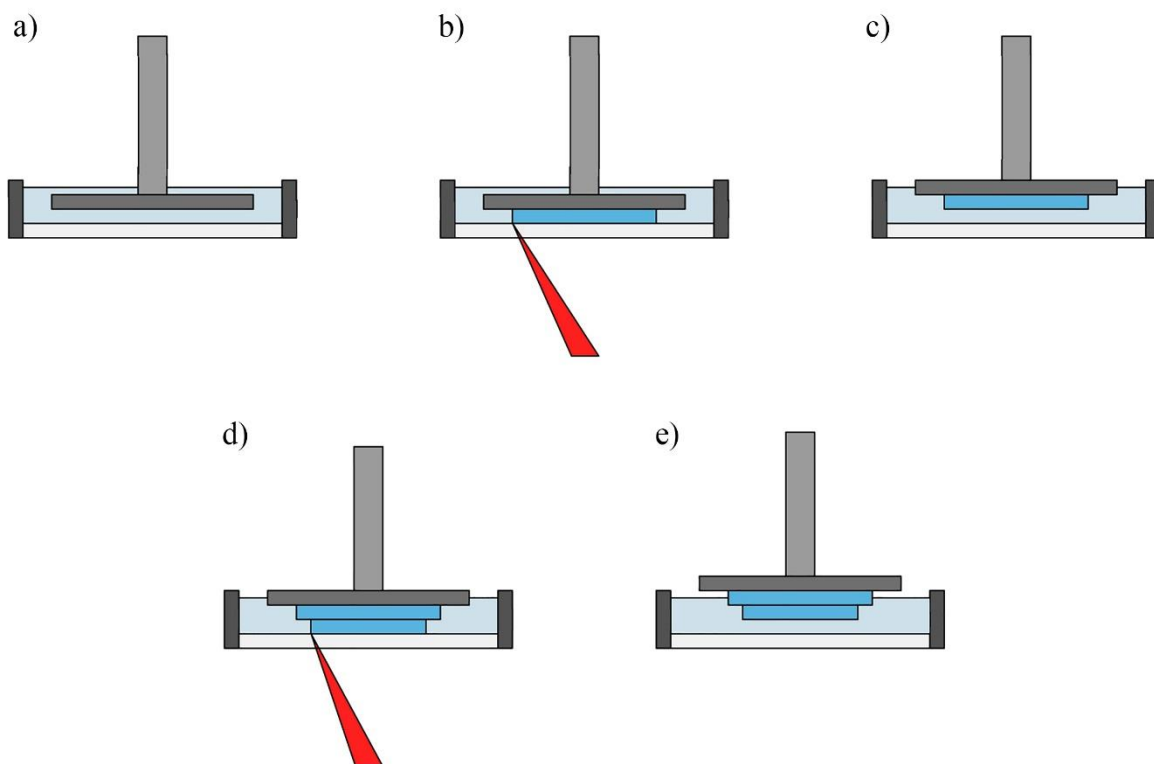
Istraženo je mnogo pristupa i razvijena su brojna rješenja kako bi se ovaj nedostatak uklonio [241]–[244]. Dva trenutno naširoko korištena rješenja je korištenje fleksibilnih i permeabilnih materijala. Dno posude izvedeno kao fleksibilna membrana osigurava da se vakuum lako ukloni pri podizanju platforme, dok korištenje permeabilnih materijala smanjuje razinu vakuum propuštanjem kisika kroz membranu što rezultira tankim slojem kisikom zasićenog sloja fotopolimera. Kisik inhibira fotopolimerizaciju, tako da nastaje trajni razmak između dna posude i ravnine u kojoj ponovno dolazi do fotopolimerizacije. Postojanje razmaka automatski isključuje kontakt između dna posude i sloja modela, tako da ne dolazi do stvaranja vakuuma. Na ovome se temelji ranije spomenuta CLIP metoda stereolitografije koju je patentirala tvrtka Carbon3D. Fleksibilne membrane najkorišteniji su oblik dna posude i za njihovu izradu koristiti se FEP film (eng. *Fluorinated Ethylene Propylene*). Iznimno je čvrst, ima nizak koeficijent trenja i optički je vrlo transparentan, što ga sve čini odličnim izborom za izradu dna posude.

Način izrade pojedinog sloja modela glavni je faktor prema kojem se mogu podijeliti vrste SLA 3D printera koji koriste obrnuti princip rada. Postoje tri vrste printera: laserski, DLP i LCD.

2.3.2. LASERSKI SLA 3D PRINTERI

Laserski SLA 3D printeri koriste lasersku zraku za iscrtavanje pojedinog sloja modela. Zraka se obično navodi pomoću galvomotora sa montiranim zrcalom. 3D printer sadrži dva takva motora i zrcala tako da je moguće navoditi zraku u dvije dimenzije. Promjer zrake mora biti mali kako bi se mogla postići visoka rezolucija izrade modela. Kutna rezolucija rotacije zrcala galvomotora vrlo je visoka, tako da je moguće iscrtavati oblike u gotovo vektorskom obliku (rezolucija pomaka mnogo je manja od promjera laserske zrake). Stoga je nezahvalno govoriti o rezoluciji u klasičnom smislu, već bi bilo ispravnije govoriti o najmanjem detalju koji se može izraditi i on ne može biti manji od promjera zrake. Promjer zrake kreće se od 30-140 μm . Manji promjer znači višu rezoluciju, ali istovremeno i sporiju izradu sloja pošto se sa tanjom zrakom ista površina mora više puta iscrtati, a kutna brzina navođenja zrake je konačna. Prednost laserske stereolitografije je mogućnost izrade velikih modela uz zadržavanje iste rezolucije. Radni volumen printera može biti proizvoljno velik

dok promjer zrake ostaje jednak, tako da veličina modela i rezolucija nisu vezani. Stereolitografija se generalno smatra tehnologijom koja radi modele u visokoj rezoluciji bez obzira na promjer zrake, ali modeli 3D printera koji imaju debljinu zrake 30 μm spadaju među uređaje sa najvišom rezolucijom od svim tehnologijama aditivne proizvodnje. Promjer zrake određuje horizontalnu komponentu rezolucije, dok visina sloja predstavlja vertikalnu komponentu. Vertikalna rezolucija posebice je visoka u stereolitografiji pošto je tekući



Slika 6. Princip rada laserske „bottom-up“ stereolitografije

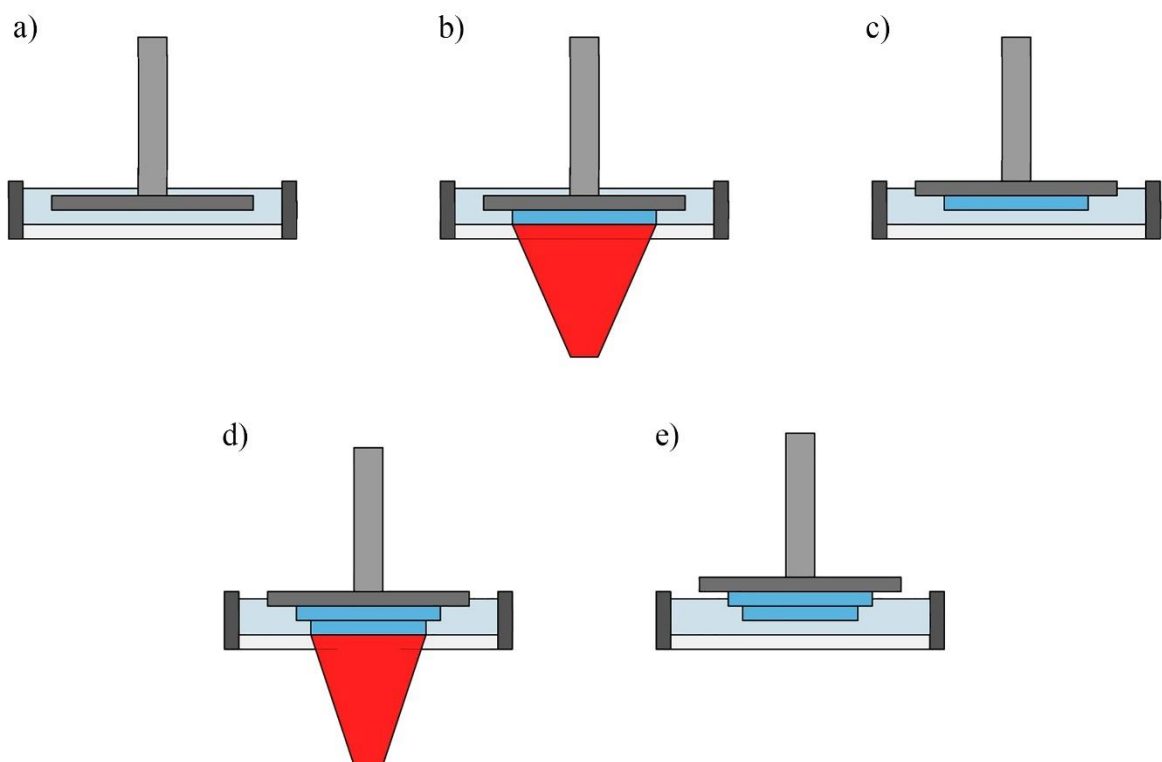
fotopolimer moguće formirati u vrlo tanke slojeve. Standardne visine slojeva su 20 do 100 μm , pri čemu 20 μm također predstavlja jedne od najtanjih slojeva koje se mogu susresti u aditivnoj proizvodnji. Orijehtacija modela ne utječe mnogo na vrijeme izrade jer je relativno linearno vezano uz ukupnu površinu svih slojeva. Promjenom orijentacije mijenja se broj slojeva i površina pojedinog sloja, ali ukupna površina slojeva ostaje ista što je i logično jer se promjenom orijentacije objekta ne mijenja njegov volumen. Princip rada laserske stereolitografije prikazan je na Slici 6

Ova vrsta stereolitografije posjeduje određene nedostatke. Cijena ovih 3D printera prilično je visoka, posebice ako imaju visoku horizontalnu rezoluciju. Razvoj i proizvodnja pouzdanih i brzih sustava za navođenje laserske zrake je skupa, te su zbog njih sami 3D printeri mehanički osjetljivi. Brzina izrade modela je vrlo niska. Sustav za navođenje lasera

je mehanički sklop sa ograničenom akceleracijom i brzinom rotacije zrcala koja navode lasersku zraku. Mali promjer zrake uvjetuje da se presjek pojedinog sloja mora mnogo puta iscrtati kako bi se u potpunosti ispunio. Ovo je poseban problem kod modela sa velikim, punim presjecima. Iz tog razloga ova vrsta SLA 3D printera uvelike je ograničena na izradu manjih modela i prototipa. Brzina izrade modela povećava se otprilike linearno sa volumenom modela, odnosno ranije spomenutom ukupnom površinom svih slojeva. Naprimjer, ako se na platformu postave četiri dodatne kopije istog objekta, vrijeme izrade postaje otprilike pet puta duže.

2.3.3. DLP SLA 3D PRINTERI

Nedostaci laserskih SLA 3D printera jednim dijelom su riješeni upotrebom DLP tehnologije za izradu pojedinog sloja modela [245], [246]. DLP čip (eng. *Digital Light Processing*) je digitalni mikrozrcalni uređaj (DMD, eng. *Digital Micromirror Device*) koji spada u kategoriju optičkih mikroelektromehaničkih sustava (MEMS, eng. *Micro Electromechanical System*).



Slika 7. Princip rada DLP „bottom up“ stereolitografije

Glavna prepreka većoj brzini izrade modela kod laserskog SLA 3D printera je ograničena brzina iscrtavanja sloja modela. Kod DLP SLA 3D printera [247], [248] ovaj problem je riješen tako da se cijeli sloj odjednom izradi. Modeli se pripremaju za 3D tisak tako da se razlože na niz slojeva. Kako se pojedini sloj realizira je glavna razlika između različitih tehnologija aditivne proizvodnje. Sloj se može izvesti liniju po liniju u obliku uputa kako ga treba osvjetljivati laserska zraka, kao što je slučaj kod laserske stereolitografije. Alternativno, svaki sloj se može pretvoriti u slikovnu u datoteku. Princip rada prikazan je na Slici 7.

Model se u pripremi sječe plohom koja predstavlja jedan sloj. Ovaj vektorski presjek pretvara se u rasteriziranu sliku. Pikseli rastera koji se nalaze unutar objekta su bijeli, dok su oni izvan njega crni. Rezultat pripreme je niz slika sa binarnim ili sivim tonovima, ovisno kako se radi priprema i koje su mogućnosti 3D printera. Ove slike 3D printer slijedno reproducira pomoću optičkog pokretača (eng. *optical engine*) koji je gotovo identičan onome u DLP projektorima. Klasičan DLP projektor koristi DLP uređaj kako bi projicirao sliku. Uređaj se sastoji od milijuna mikrozrcala koji svjetlost iz izvora osvjetljenja (HID žarulja, laser ili LED emiter) reflektiraju prema objektivu i dalje na podlogu ili prema sustavu za apsorpciju svjetla. Slika koju DLP projektor formira može se iskoristiti kao maska koja selektivno prostorno određuje na kojem mjestu će doći do otvrdnjavanja polimera. Bijeli piksela bit će oni koji osvjetljavaju sloj, dok će crni ostati neosvijetljeni. Optički pokretač koji sadrži DLP uređaj, te potrebnu optiku i elektroniku nalazi se ispod posude i projicira sliku okomito na njenu ravninu. Projicirana slika (maska) izazvat će selektivno prostorno otvrdnjivanje fotopolimera i cijeli sloj će biti odjednom izrađen. Jedina bitna razlika je što objektiv optičkog pokretača mora biti takav da fokusira sliku na malu udaljenost i zadržava sliku relativno malih dimenzija kako bi 3D printer bio kompaktan i rezolucija izrade visoka.

DLP SLA 3D printeri posjeduju veliku prednost naspram laserske stereolitografije. Brzina izrade najveća je od svih vrsta stereolitografije. Dio zasluge odlazi na istovremeno otvrdnjivanje cijelog sloja, dok je drugi dio količina ultraljubičastog svjetla koja se koristi u tom procesu. Mikrozrcala DLP uređaja napravljena su od poliranog aluminijskog i mogu podnijeti iznimno veliki intenzitet svjetla (što je evidentno iz svjetline projekcije klasičnih DLP projektorima). Ukoliko je korišten izvor svjetla jak i sadrži mnogo ultraljubičastog svjetla, vrijeme otvrdnjavanja jednog sloja može biti značajno ispod jedne sekunde. Brzina rada definirana je vertikalnom brzinom izrade modela, izražena u milimetrima po satu, što je definirano putem trajanja izrade pojedinog sloja. Ovo je različito od laserske

stereolitografije gdje je vrijeme izrade sloja ovisno o veličini i obliku trenutnog presjeka modela. DLP SLA 3D printerima potpuno je svejedno kolika je površina presjeka sloja, vertikalne dimenzije modela su jedine koje utječu na trajanje izrade modela, stoga je potrebno optimalno orijentirati model. Dugi i tanki model izraditi će se nekoliko puta brže ako je duža os polegnuta na platformu, nego kad je postavljena okomito na nju. Ova vrsta SLA 3D printera najbolje se iskorištava kada je potrebno izraditi više manjih modela i kada ih je moguće naslagati po platformi. Ako se izrađuje veći broj modela poredanih po platformi na taj način, brzina izrade jednaka je brzini izrade samo jednog modela.

Nedostatak ove vrste stereolitografije je prilično visoka cijena 3D printera, što je rezultat visoke cijene DLP uređaja, posebno dizajnirane elektronike koja ga pokreće i optike. Veći nedostatak je ograničena najveća horizontalna veličina modela uz zadržavanje zadovoljavajuće rezolucije. Izrada DLP uređaja sa milijunima mikrozrcala od kojih sva moraju funkcionirati izazovan je posao i svako naknadno povećanje rezolucije predstavlja tehnološki problem. Stoga broj mikrozrcala ne prati porast rezolucije kojem se može svjedočiti kod LCD (eng. *Liquid Crystal Display*) i OLED (eng. *Organic Light Emitting Diode*) panela koji danas bez problema mogu prikazati 8K sliku (7680*4320 piksela). Trenutno najveći DLP uređaj ima rezoluciju 2716*1528 piksela i koristiti interpolaciju kako bi prikazao 4K sliku (3840*2160 piksela), ali je riječ o iznimno skupim modelu DLP uređaja. Dizajnom optičkog pokretača određuje se kolika će biti dimenzija projekcije slike. Danas opće prihvaćena veličina projiciranog piksela je oko 50 μm , što bi za navedeni DLP uređaj dalo maksimalnu horizontalnu veličinu modela od 192*108 mm, što se u svijetu stereolitografskih 3D printera može smatrati osrednjom veličinom. 3D printeri koji koriste ovaj ili rezolucijom sličan model DLP uređaja spadaju u kategoriju profesionalnih 3D printera i imaju vrlo visoku cijenu. Potrošački 3D printeri ove vrste gotovo isključivo koriste jeftinije i šire dostupne DLP uređaje rezolucije 1920*1080 piksela, što daje maksimalnu horizontalnu veličinu modela od 96*54 mm, što se smatra malom veličinom za SLA 3D printere. Zasad ne postoje naznaka da će se u skorije vrijeme pojaviti jeftiniji DLP uređaji više rezolucije ili da će biti predstavljeni modeli sa rezolucijom većom od interpolirane 4K rezolucije.

2.3.4. LCD SLA 3D PRINTERI

Posljednja, najnovija i najzastupljenija vrsta stereolitografskih 3D printera su oni temeljeni na LCD zaslonu [249]. Svrha LCD zaslona jednaka je onoj kod DLP SLA 3D printera, a to je da putem slike sloja selektivno prostorno otvrdnu cijeli sloj fotopolimera istovremeno. Iako je proces pripreme modela jednak kao za DLP SLA 3D printere i zasniva se na razlaganju 3D modela na niz slikovnih datoteka, način rada je drugačiji.

LCD zaslone sastoje se od više dijelova, od kojih su najvažniji LCD matrica i pozadinsko osvjetljenje. Pikseli LCD matrice sastoje se od crvenih, zelenih i plavih podpiksela koji selektivno propuštaju određeni dio pozadinskog osvjetljenja kako bi piksel prikazao željenu boju. Podpikseli propuštaju određenu količinu svjetla koja je gradirana u 256 ili 1024 razine, ovisno da li je riječ o 8 i 10 bitnoj LCD matrici. Svrha bilo kojeg zaslona je da prikazuje sliku i idealno bi prikazana slika trebala izgledati jednaka iz svakog kuta gledanja. To se uvelike postiže dizajnom pozadinskog osvjetljenja koje osigurava da svjetlo koje prolazi kroz podpiksel ulazi i izlazi iz čim većeg prostornog kuta. Prednost LCD matrice je što mogu sadržavati veliki broj vrlo malih podpiksela, te je njihova proizvodnja jeftina i relativno jednostavna. Danas postoje LCD televizori i monitori 8K rezolucije, dok je gustoća piksela dosegla 807 piksela po inču za zaslone pametnih telefona, što rezultira veličinom piksela od samo 31 μm . MikroLCD tehnologija omogućava daleko veću gustoću piksela, čak do 14,000 piksela po inču za istraživačke prototipe, odnosno veličinu piksela od 1.8 μm .

Sve navedeno čini LCD matrice gotovo idealnim odabirom za istovremeno selektivno prostorno otvrdnjavanje pojedinog sloja fotopolimera, jednako kao i kod DLP SLA 3D printera. Kod ove vrste stereolitografije LCD matrica nalazi se ispod dna posude. Preko nje je obično postavljeno tanko zaštitno staklo i na staklu se u direktnom kontaktu nalazi prozirno dno posude. Izvod svjetla osvjetljava cijelu pozadinu LCD matrice, ali ono prolazi samo kroz one piksele koje su prozirni, što u kontekstu pripreme znači da su to bijeli pikseli u slikovnoj datoteci. Crni pikseli na propuštaju svjetlo i iznad njih neće doći do otvrdnjavanja fotopolimera. Jedina bitna razlika između korištenja LCD matrice u klasičnom zaslonu i 3D printeru je pozadinsko osvjetljenje. Ukoliko je osvjetljenje izvedeno na klasičan način svjetlo bi kroz pojedini piksel bilo emitirano gotovo jednoliko u obliku polukugle, što znači da je projekcija piksela na sloj fotopolimera drastično uvećana i poprima kružni oblik, te se preklapa sa osvjetljenjem ostalih piksela. Ovo projekciju čini mutnom, mekih rubova i niske rezolucije. Jedini način ispravljanja ovog problema bilo bi direktno postavljanje dna

posude na nezaštićenu LCD matricu, ali u slučaju malih piksela sama debljina dna kade bila bi dovoljno velika da se osvjtljenje omekša i izgubi prostornu definiciju. Stoga se pribjegava dizajnu alternativnog izvora osvjtljenja koje stvara paralelni snop svjetla ujednačenog intenziteta preko cijele površine LCD matrice. Izvor osvjtljenja sastoji se od brojnih LED emitera (nekoliko desetaka do preko stotinu) jednoliko raspoređenih u dvodimenzionalnu matricu. Kako bi osvjtljenje iz svakog LED emitera (eng. *Light Emitting Diode*) bilo čim više paralelno, postavljaju se u parabolične reflektore ili se preko njih stavlja Fresnelova leća (ili se oba pristupa kombiniraju). Ovo osigurava relativno kvalitetnu projekciju pojedinog piksela na sloj fotopolimera. Ovaj sklop sastoji se od LCD matrice i izvora osvjtljenja, te se može smatrati svojevrsnim LCD zaslonom. Klasično pozadinsko osvjtljenje emitira bijelo svjetlo što je neefikasno za otvrdnjavanje fotopolimera, pošto je velika većina napravljena tako da kemijski reagira na valnu duljinu svjetlosti oko 380-420 nm. Ovo znači da je veliki udio pozadinskog osvjtljenja neiskorišten. Iz ovog razloga LCD emiteri korišteni u LCD SLA 3D printerima imaju centralnu valnu duljinu od oko 400 nm.

Daljnji problem je što se kolor LCD matrice sastoje od tri podpiksela. Samo jedan od njih propušta dio spektra koji LED emiteri proizvode, a to su plavi pikseli. Crveni i zeleni podpiksela u potpunosti blokiraju njihovo svjetlo, tako da do fotopolimera dolazi samo 1/3 raspoloživog osvjtljenja. Ovo je neko vrijeme ograničavalo brzinu otvrdnjavanja sloja fotopolimera, a time i brzinu izrade modela. Razlog je što nije bilo moguće kompenzirati blokirano svjetla korištenjem jačih LED emitera pošto jako ultraljubičasto (UV, eng. *Ultraviolet*), svjetlo degradira LCD matricu. Rješenje problema je korištenje monokromatskih LCD matrica koji nemaju RGB (eng. *Red Green Blue*) podpiksele, već piksele koji propuštaju svjetlo bez obzira na boju. Ova vrsta LCD matrica također je otpornija na UV svjetlo i ima duži životni vijek pri korištenju u LCD SLA 3D printerima. Rezultat je višestruko veća količina propuštenog UV svjetla zbog propuštanja kompletnog osvjtljenja UV LED emitera koji su istodobno veće snage od onih korištenih u LCD SLA 3D printerima sa RGB LCD matricama. Noviji printeri postižu vrijeme otvrdnjavanja pojedinog sloja na razini jedne sekunde, što čini izradu modela iznimno brzom.

Donedavno je uobičajena rezolucija korištenih LCD matrica bila 2560*1440 piksela uz dimenzije piksela od 47 μm , što je rezultiralo maksimalnom horizontalnom veličinom modela od 115*65 mm. Većina modela 3D printera koristila je RGB LCD matrice. Danas se u boljim modelima nalaze LCD matrice rezolucije 3840*2400 piksela, veličine piksela od

50 μm i maksimalnom horizontalnom veličinom modela od 192*120 mm. Ova kategorija LCD SLA 3D printera gotovo isključivo koristi monokromatske LCD matrice.

Ova vrsta stereolitografskih 3D printera ima nekoliko prednosti. Konstrukcija 3D printera mehanički je jednostavna i vrlo izdržljiva. Komponente LCD zaslona su jeftine, što cijenu ovog tipa 3D printera čini daleko najnižom od svih vrsta stereolitografskih 3D printera. Sposobni su za vrlo brzu izradu modela u visokoj horizontalnoj i vertikalnoj rezoluciji, sa visinom sloja koja može biti samo 10 μm . Za razliku od DLP SLA 3D printera, koriste pravu 4K rezoluciju bez interpolacije za izradu slojeva.

Tablica 1. Osnovne karakteristike nekih monokromatskih LCD SLA 3D printera

Proizvođač	Anycubic	Phrozen	Elegoo	Peopoly
Model	Photon Mono X	Sonic Mega 8K	Saturn	Phenom
Rezolucija	3840x2400	7680x4320	3840x2400	3840x2160
Radni volumen (mm)	192x120x245	330x185x400	192x129x200	276x155x400

Potrošački 3D printeri ove vrste uvelike su jeftini i porijeklom iz Kine. Stoga se jedinim nedostatkom može smatrati što pouzdanost, lakoća korištenja i generalno korisničko iskustvo ponekad nisu na istoj razini kao kada se radi sa 3D printerima renomiranih proizvođača. Zahtijevaju eksperimentiranje i više uloženog truda kako bi se dobile maksimalne performanse, ali su sposobni ostvariti rezultate na razini profesionalnih SLA 3D printera po pitanju rezolucije i izrade detalja. Dva takva 3D printera prikazana su na Slici 8. i Slici 9., dok su osnovne karakteristike nekih naprednijih modela prikazane u Tahlici 1.



Slika 8. Anycubic Photon S



Slika 9. Anycubic Photon Mono X

2.3.5. DORADNI PROCESI U STEREOLITOGRAFIJI

Modeli naslati stereolitografskom aditivnom proizvodnjom nisu spremni za korištenje odmah nakon izrade, već ih je potrebno doraditi u dva koraka.

Prvi korak nakon što se gotovi model izvadi iz printera je ispiranje u izopropilnom alkoholu koji razgrađuje zaostali tekući fotopolimer. Nakon izrade model je prekriven tekućim fotopolimerom i potrebno ga je ukloniti kako bi se moglo pristupiti drugom koraku doradnog procesa. Ovo je posebno bitno ako model ima manje udubine ili rupe gdje se fotopolimer može zadržati i kasnije otvrdnuti, pošto to može narušiti funkcionalnost modela. Dodatno, bez ovog koraka površina modela može imati neugodnu, ljepljivu teksturu. Model se potapa u dvije kupke sa izopropilnim alkoholom. Zadatak prve je da ugrubo otkloni ostatke fotopolimera i u njoj se model drži oko 2 minute uz konstantno miješanje. Nakon toga se prebacuje u drugu kupku sa izopropilnim alkoholom gdje se ostavlja oko 15 minuta uz povremeno miješanje. Druga kupka služi za dubinsku razgradnju ostataka. Dužina kupke ovisi o vrsti fotopolimera i obliku modela. Nakon kupke model se ispire pod običnom vodom i suši.

Drugi korak je UV dozrijevanje [250], [251]. Bez obzira koja se vrsta stereolitografske tehnologije koristiti za izradu modela, svrha postupka je da se tekućem fotopolimeru da forma putem selektivnog prostornog otvrdnjavanja. Kako bi se postupak ubrzao, osvjtljavanje svakog sloja traje dovoljno dugo da fotopolimer očvrсне, ali to nije oblik potpune polimerizacija, već djelomični. Ovo stanje fotopolimera naziva se zeleno stanje (eng. *green state*). Da bi se model u potpunosti kemijski formira u konačni oblik i poprimio deklarirana mehanička svojstva potrebno ga je izložiti jakom UV svjetlu i toplini. Za ovo se koriste posebne komore sa izvorima UV svjetla i grijačima. U novije vrijeme koriste se UV LED emiteri. Ukoliko su emiteri dovoljno jaki i komora dovoljno dobro toplinski izolirana, sam rad emitera dovoljan je da zagrije model do potrebne temperature. Toplina nije nužna za UV dozrijevanje, ali značajno ubrzava proces. Vrijeme dozrijevanja ovisi o materijalu, veličini i obliku moda, jačini UV izvora svjetla i temperaturi na kojoj se proces odvija, ali uobičajeno traje 30-60 minuta. Nakon završetka dozrijevanja model je postigao konačna mehanička svojstva i spreman je za upotrebu.

2.3.6. ODABIR OPTIMALNE VRSTE STEREOLITOGRAFKE TEHNOLOGIJE

Glavni cilj disertacije je izrade umjetne kosti koji ima jednako širok raspon mehaničkih karakteristika kao i stvarna kost, što zahtjeva da je model izrađen od funkcionalno gradiranih materijala. Najjednostavniji, najbrži i najdirektniji način izrade FGM je korištenjem tehnologija aditivne proizvodnje. Nabrojane četiri procesa aditivne proizvodnje koji se trenutno koriste za izradu FGM imaju nedostatak što nisu kompatibilne sa ciljevima ovog rada. Kako je ranije spomenuto, cilj je osmisliti proces izrade modela čeljusti koji osigurava da je izrada modela pristupačna širokom rasponu ljudi na raznovrsnim institucijama, stoga odabrani proces aditivne proizvodnje mora zadovoljiti određene uvjete:

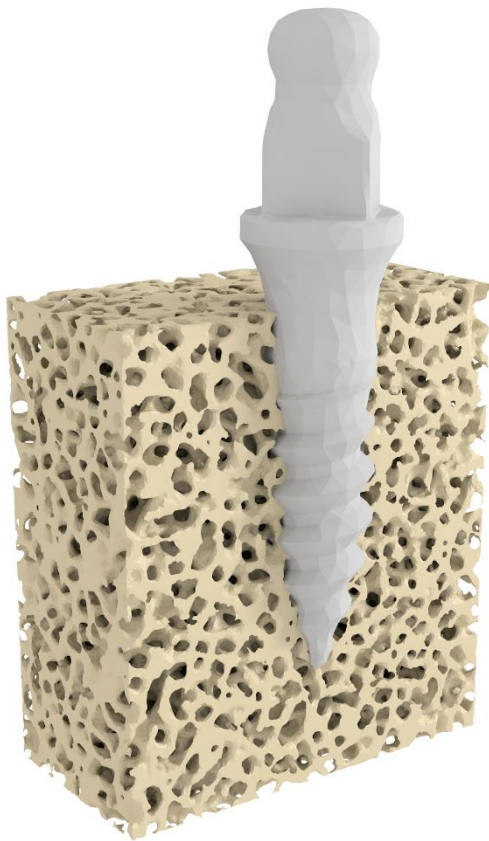
- 1. Sposobnost izrade FGM**
- 2. Niska cijena 3D printera**
- 3. Niska cijena materijala**
- 4. Veliki izbor materijala**
- 5. Brza izrada modela čeljusti**
- 6. Jednostavnost i pogodnost korištenja**

Stereolitografska tehnologija aditivne proizvodnje nameće se kao najbolji izbor za izradu umjetne kosti izvedene sa FGM jer zadovoljava sve uvjete ako se koristi za izradu FGM temeljenih na gradijentu poroznosti.

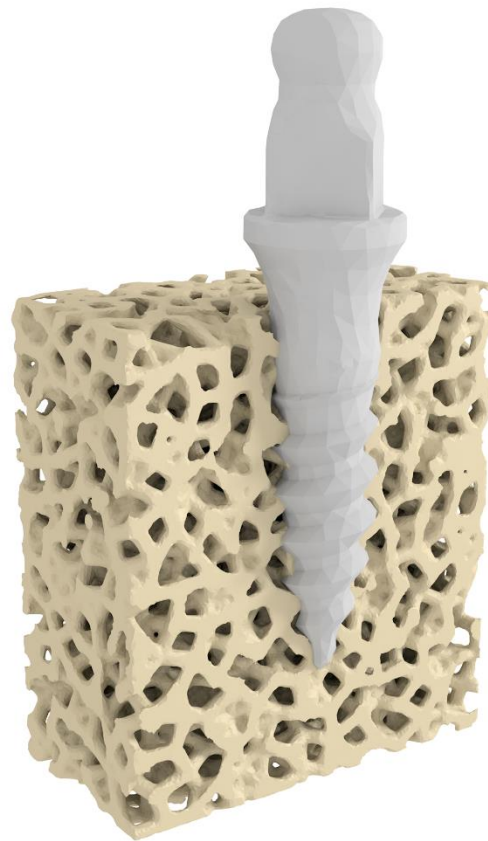
Sve vrste stereolitografske tehnologije sposobne su izraditi objekte od FGM temeljenog na gradijentu poroznosti. Način rada stereolitografskih 3D printera osigurava izradu kompleksnih organskih oblika bez učestale upotrebe potpornih struktura. Porozni objekti predstavljaju upravo takve oblike. FGM koji oponaša trabekularnu kost mora biti napravljen u visokoj rezoluciji kako bi se sastojao od pora dovoljno male veličine koje mogu pratiti prostorno male i česte izmjene gustoće koštanog tkiva koje se pojavljuju u trabekularnoj kosti. Stereolitografija ostvaruje visoku horizontalnu i vertikalnu rezoluciju, stoga je odličan kandidat za ovu primjenu.

Interakcija ugrađenog implantata sa modelom čeljusti još je jedan ključan razlog za postizanje čim manje veličine pora. Idealni model koji se koristi za simulaciji stvarne čeljusti bio bi rekreacija svake trabekule u trabekularnoj kosti. Takav model ostvario bi iznimno realističan kontakt sa ugrađenim implantatom. Ovo nije moguće pošto su dimenzijama

mikroskopske i na samom rubu tehnoloških mogućnosti profesionalnih stereolitografskih 3D printera visoke rezolucije, te korištenje takvih strojeva nije kompatibilno sa navedenim uvjetima. Sučelje implantata i kosti ključno je pri realističnom prenošenju opterećenja na kost i mora biti čim realnije napravljeno. Izrada pora čim manjih dimenzija pomaže u ostvarivanju tog cilja. Ako FGM koji oponaša trabekularno tkivo određene gustoće ima velike pore, implantat će svojom cijelom širinom naizmjenice prolaziti kroz ispunjeni i šuplji prostor modela, što nije realan scenarij u slučaju stvarne čeljusti. Na Slici 10. prikazan je najmanji implantat koji se koristio u istraživanju u okviru spomenutog HRZZ projekta. Dužina vrata implantat je 6 mm, promjer 2.5 mm. Model kosti ima veličinu pora kakav je cilj postići u ovom istraživanju. Volumen pora modela kosti na Slici 11. je 125% veći, na Slici 12. je 525% veći i na Slici 13. je 1500% veći. Očito je kako modeli sa manjim porama predstavljaju homogeniji materijal iz perspektive kontakta sa implantatom i to je ključan razlog za postizanje čim manjih pora u izradi objekata putem 3D tiska..



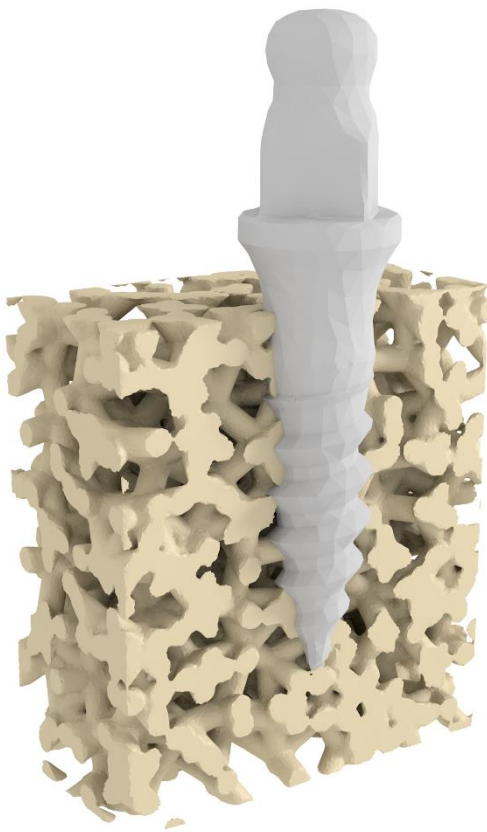
Slika 10. Spone debljine 0.2 mm



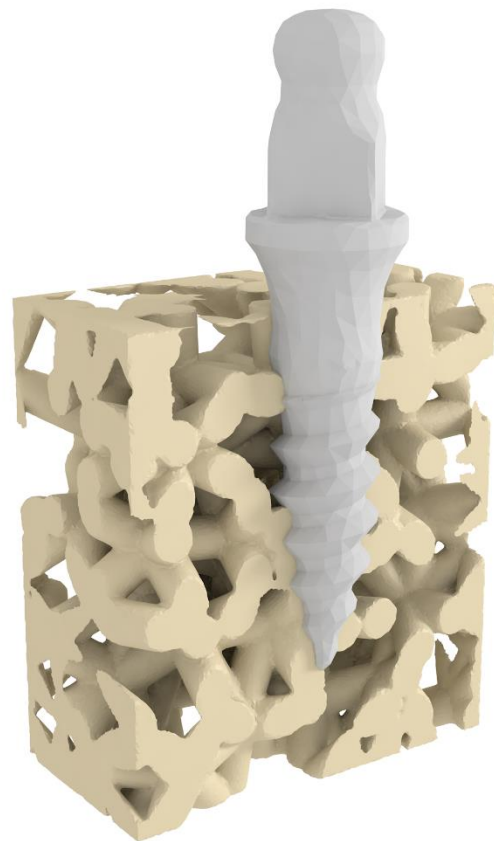
Slika 11. Spone debljine 0.3 mm

Cijene stereolitografskih 3D printera širokog su raspona, ali najjeftiniji su svakako LCD SLA 3D printeri. Rezolucija i kvaliteta na razini su skupljih stereolitografskih printera

druge dvije vrste, stoga je omjer cijene i performansi svakako u njihovu korist. Slično se može reći i za dostupne materijale. Skuplji SLA 3D printeri obično imaju nedostatak da su vezani uz fotopolimere koji nudi proizvođač samog 3D printera, što ograničava njegovu korisnost ukoliko se koristi u istraživačke svrhe gdje je pogodno imati mogućnost korištenja čim većeg opsega materijala za specifične potrebe istraživanja. LCD SLA 3D printeri ovdje opet imaju prednost jer su gotovo uvijek otvorenog tipa i moguće je koristiti bilo koji fotopolimer pod uvjetom da je UV osvjetljenje 3D printera dovoljno jako za njegovo otvrdnjivanje i da korisnik zna ispravno definirati parametre procesa izrade. Ovo pruža mogućnost korištenja iznimno širokog spektra fotopolimera koji često imaju višestruko nižu cijenu od spomenutih koje proizvođači nude uz profesionalnije SLA 3D printere, te je veća mogućnost da se nađe materijal koji mehaničkim karakteristikama više odgovara stvarnom koštanom tkivu.



Slika 12. Spone debljine 0.5 mm



Slika 13. Spone debljine 0.8 mm

Brzina izrade također je bitna stavka pri korištenju SLA 3D printera u istraživačke svrhe. Ovdje definitivnu prednost imaju DLP i LCD SLA 3D printeri koji višestruko brže

izrađuju modele od laserskih SLA 3D printera, posebice u slučaju kada je na platformu moguće smjestiti više modela.

Na kraju, korištenje LCD SLA 3D printera mora biti dovoljno jednostavno i pogodno za čim širi raspon korisnika. Cilj rada je napraviti modele čeljusti koje će se koristiti za istraživanja i planiranje liječenja pacijenata, te se ne može očekivati da su osobe koje će izvoditi spomenute radnje iskusni korisnici 3D tehnologije ili da imaju volje i vremena za dugotrajno učenje rada sa 3D printerima. Stoga je potrebno odabrati 3D printere koji zahtijevaju minimalnu interakciju sa korisnikom i visoki udio uspješno izrađenih modela. Dodatno, trebaju biti kompaktni i tihi obzirom na korištenje u prostorima fakulteta, instituta ili bolnica. LCD SLA 3D printeri zadovoljavaju sve navedene uvjete, te se nameću kao idealan odabir za izradu modela čeljusti korištenjem FGM-a.

2.4. MREŽASTE STRUKTURE

Do sada je definirana vrsta FGM na temelju kojeg će se generirati 3D modeli kosti i tehnologija aditivne proizvodnje kojom će se modeli izraditi. Potrebno je odrediti kakva će biti prostorna struktura FGM i način njihovog modeliranja.

Ključno svojstvo FGM temeljenih na gradijentu poroznosti je da se sastoje od pora kojima se mijenja veličina. FGM se smatraju naprednim kompozitnim materijalima, stoga se tradicionalno sastoje od dva ili više materijala. Modele kosti moguće je izraditi samo od jednog materijala ukoliko se koristi stereolitografija kao metoda izrade. U tom slučaju pore FGM predstavljaju šupljine i materijal postaje kombinacije otvrdnutog fotopolimera i zraka. Pun materijal posjedovat će maksimalna mehanička svojstva koja će biti umanjena na predvidljiv način povećanjem prostornog udjela šupljina. Šupljine moraju biti međusobno povezane kako bi se nakon 3D tiska mogao ukloniti ostatak tekućeg fotopolimera, stoga mora biti riječ o mreži otvorenih ćelija [252], [253], jednako kao kod realne trabekularne kosti.

Veličina ćelija mora biti čim manja iz ranije spomenutih razloga, stoga ovdje važnost visoke rezolucije stereolitografske tehnike izrade modela postaje očita. Potrebno je odrediti oblik, minimalnu veličinu i način izrade pora kako bi se uspješno izradio FGM.

Trabekule su raspoređene u nasumičnu mrežastu strukturu. Brojna istraživanja odredila su morfologiju pločastih i šipkastih trabekula koje tvore trabekularnu kost [254]–[256]. Oblik, gustoća i orijentacija trabekula ovisi o smjeru opterećenja kojem su podvrgnute [257], te njihova mehanička svojstva mogu biti vrlo anizotropna [258]. Točno rekreiranje trabekula iz volumne snimke napravljene pomoću mikro-CT uređaja na samom je rubu tehnoloških mogućnosti profesionalnih stereolitografskih 3D printera – najmanji mogući detalji nešto su manji od promjera prosječne trabekule. Izrada takvog modela bila bi idealna, ali ovdje se javlja drugi problem - CBCT uređaji postižu mnogo manju razlučivost snimanja, obično oko 0.4 mm, stoga se iz CBCT snimke ne može rekonstruirati trabekularna struktura. Umjesto toga, vokseli CBCT snimke mogu se iskoristiti kao izvor informacija o gustoći tkiva u tom dijelu kosti. Potrebno je osmisliti metodu modeliranja FGM trabekularne kosti koja na temelju sivog tona vokseli generira poroznost modela koja gustoćom odgovara gustoći tkiva. Kako je ranije spomenuto, gustoća u CBCT snimci razlikuje se od gustoće u CT snimci, ali razlika nije tolika da bi pozitivne rezultate ovog istraživanja učinila nevažecima.

U kontekstu disertacije, ostvarenje raspona gustoće izrađenog FGM koji može pratiti gustoću tkiva CBCT snimke smatra se pozitivnom ishodom istraživanja.

3D struktura poroznosti mora biti nasumična kao i kod trabekularne kosti. Prednost ovoga je što je pri ugradnji implantata sučelje između implantata i modela ujednačeno, dok bi u slučaju pravilne strukture veličina kontaktne površine poprilično varirala ovisno o orijentaciji implantata u odnosu na strukturu.

Struktura se sastoji od pora koje predstavljaju prazan prostor, što znači da je zapravo potrebno modelirati ispunjeni dio prostora. Pore se mogu konstruirati tako da se prostor modela podijeli na mnoštvo jednostavnih povezanih trodimenzionalnih geometrijskih oblika čija se veličina mijenja ovisno o gustoći koja se želi postići. Gustoća se temelji na obrađenoj CBCT snimci, kako je pojašnjeno u poglavlju 2.1.4. Porozna struktura mora biti otvorena kao i struktura trabekularne kosti, što bi najjednostavnije bilo postići tako da se rubovi geometrijskih oblika iskoriste za konstrukciju porozne strukture.

Anizotropnost trabekula moguće je zaključiti samo pomoću mikro-CT snimke. Kako se ovo istraživanje temelji na klasičnom CBCT dijagnostičkom snimanju taj podatak nije dostupan. Iz ovog razloga trabekularna kost smatrat će se izotropnom, te će napravljeni 3D modeli trabekularne kosti također biti izotropni.

Očito je kako će izrađeni 3D modeli biti iznimno kompleksni. Ne postoji način ručnog modeliranja kojim se takvi 3D modeli mogu izraditi. Potrebno je koristiti alternativni, većim dijelom automatizirani, programski pristup 3D modeliranju koje se naziva proceduralno modeliranje.

2.5. PROCEDURALNO MODELIRANJE FUNKCIONALNO GRADIRANIH MATERIJALA

Proceduralno modeliranje je širok pojam koji obuhvaća niz tehnika 3D modeliranja gdje se 3D modeli izrađuju na temelju ulaznih podataka, parametara i definiranih pravila (odnosno, procedura) koje te podatke obrađuju [259]–[264]. Rezultat proceduralnog modeliranja je proceduralan sadržaj, najčešće 3D model. Ove tehnike modeliranja su nedestruktivni postupci jer se generirani sadržaj uvijek može modificirati promjenom ulaznih podataka, parametara i procedura, što će rezultirati generiranjem nove, modificirane verzije sadržaja. Računalni program koji omogućava ovakav način rada naziva se evaluacijski pokretač (eng. *evaluation engine*) i obično se može naći kao dio cjelovitog računalnog softvera za 3D modeliranje.

Klasično 3D modeliranje tradicionalno se sastoji od uzastopne upotrebe raznovrsnih alata koji na neki način modificiraju geometriju početnog primitivnog objekta. Primitivni objekti su osnovni trodimenzionalni geometrijski objekti (kocka, kugla, valjak, stožac, torus...) koji se koriste kao polazišna točka u izradi kompleksnijih modela. Svaka upotreba alata rezultira novim početnim stanjem modela i najčešće nije moguće vratiti se na neki prijašnji korak i modificirati postavke alata u tom koraku. Iz ovog razloga potrebno je dobro isplanirati generalan proces izrade modela kako bi se napravio sa što manje ispravaka.

Proceduralno modeliranje je alternativa ovom klasičnom pristupu. Ideja je da se generira neka početni set podataka (poput geometrijskih primitiva) i zatim se ti podaci modificiraju propuštanjem kroz niz definiranih procedura koje zapravo predstavljaju alate za npr. oblikovanje modela u klasičnom modeliranju. Razlika je što evaluacijski pokretač interaktivno prikazuje konačni rezultat, što znači da ukoliko se promjene početni podaci i procedure, novi rezultat će biti ponovno generiran i prikazan. Ovo osigurava iznimnu fleksibilnost u radu jer je moguće brzo i drastično promijeniti oblik 3D modela sa jednostavnim promjenom početnih podataka ili parametara koji kontroliraju rad procedura.

Proceduralno modeliranje tradicionalno se smatralo kompleksnim i sporijim načinom modeliranja, što je bilo istinito u modeliranju jednostavnih modela gdje je ručno modeliranje imalo prednost bržeg i direktnijeg rada sa geometrijom. Proceduralno modeliranje doživjelo je porast popularnosti sa povećanjem kompleksnosti modernih 3D scena. Količina i kompleksnost sadržaja u 3D scenama ubrzano raste, ali brzina klasičnog

modeliranja ostala je gotovo jednaka, stoga se korisnici sve više okreću proceduralnom modeliranju kako bi automatizirali izradu 3D sadržaja.

Proceduralno modeliranje najprimjerenije je za izradu sadržaja koji je raznolik, ali opet u osnovi sličan i čija se izrada može lako opisati setom pravila, odnosno procedura. Kao primjer, jedno od čestih područja primjene je modeliranje gradova za potrebe vizualnih efekata. Grad se sastoji od nekoliko osnovnih gradivnih elemenata, poput ulica, parkova, zgrada i kuća. Svaki od ovih elemenata sastoji se od podelemenata – u parku se nalaze klupe, drveće, kante za smeće... Proces izrade svakog od tih podelemenata može se opisati sa određenim procedurama za 3D modeliranje. Ako se parametri koji kontroliraju rad procedura definiraju nasumično unutar nekog razumnog raspona, moguće je automatski dobiti neograničeni broj varijacija 3D modela. Također, ako se definiraju pravila za smještaj u prostoru, moguće je potpuno automatski sve modele razmjestiti na prirodan način po sceni. Definiranje ovakve 3D scene pomoću procedura opsežan je posao, ali jednom kada je odrađen iznimno je fleksibilan i višestruko upotrebljiv.

FGM temeljeni na gradijentu poroznosti uvelike su sličan slučaj. Trabekularna kost mora se izraditi kao mnoštvo sličnih pora koje se u osnovi međusobno jedino razlikuju u veličini i prostornoj poziciji. Ručno modeliranje ovako kompleksne strukture je nemoguće, ali proceduralno modeliranje odličan je izbor za izradu 3D modela FGM.

Ključna karakteristika FGM temeljenih na poroznosti je veličina, oblik i distribucija pora, stoga je metoda izrade pora ključni aspekt rada. Klasični FGM temeljeni na poroznosti sastoje se od dva materijala, te se pore oblikuju jednim od njih. FGM u ovom istraživanju bitno je drugačiji – sastoji se od jednog materijala, a pošto su pore ispunjene zrakom, može se reći da je zrak zapravo drugi materijal koji oblikuje pore. Naravno, zrak ne posjeduje ikakva relevantna mehanička svojstva za primjenu definiranu u ovom istraživanju, stoga se može zanemariti. Najjednostavniji način konstruiranja FGM je izrada geometrije oko rubova koji omeđuju pore. Takav FGM vizualno podsjeća na nepravilnu mrežu sastavljenu od spona čiji se broj po jedinici prostora mijenja ovisno o gustoći FGM – upravo iz tog razloga naslov disertacije sadrži riječi „prostorno nehomogeni mrežasti objekti“, umjesto spominjanja funkcionalno gradiranih materijala. Izrada mrežaste struktura koja sačinjava objekt i čija prostorna nehomogenost definira prostorna mehanička svojstva materijala jedan je od glavnih ciljeva ovog istraživanja, stoga se u daljnjem tekstu o proceduralnom modeliranju govori o „mrežastim strukturama“. Pošto je oblik struktura nasumičan i jednolik, parametar

koji određuje mehanička svojstva materijala je razina poroznosti. Obzirom da je aditivna proizvodnja uvijek orijentirana prema polaganju materijala u oblik 3D modela, umjesto o razini poroznosti prikladnije je govoriti o razini ispunje. Razina ispunje govori koliki je omjer materijala i praznog prostora unutar nekog dijela volumena modela. Pošto je riječ o 3D modelima sa nehomogenim sastavom, ispunja se mijenja ovisno koji se dio modela promatra. Dio 3D modela koji predstavlja kortikalnu kost izrađuje se sa ispunom 100% (nema poroznosti, puni materijal), dok se trabekularna kost izrađuje pomoću manje ispunje (materijal je porozan, ispunja je manja od 100%), ovisno o tome kome kakva je gustoća kosti na CBCT snimci.

Ključni aspekt disertacije je istraživanje i definiranje procesa generiranja mrežastih struktura, što uključuje odabir optimalnog oblika struktura za postizanje čim šireg raspona ispunje kako bi se mogle rekreirati sve gustoće trabekularne kosti koje se mogu susresti u CBCT snimci. Idealan slučaj je ostvarivanje bilo koja razina ispunje između 0 i 100%, ali ograničenja SLA tehnologije i oblik generiranih mrežastih struktura ne dopuštaju realizaciju takvo širokog raspona. Potpuno šuplji i potpuno ispunjen volumen modela nije problem izraditi, ali slučajeve koji su vrlo blizu krajevima tog raspona problematično je realizirati, što je detaljnije pojašnjeno u poglavlju 3.3.

Osnovni problem predstavlja način na koji će se cjelokupni proces izrade FGM ostvariti. Objektivno, idealan način bio bi izrada potpuno programskog rješenja, pošto bi to omogućilo ostvarenje cijelog procesa unutar istog računalnog programa. Međutim, obzirom na kompleksnost postupka, količinu podataka i vremenskog ograničenja odlučeno je kako će se upotrijebiti kombinacija manjeg programskog rješenja i komercijalnih računalnih programa. Programsko rješenje je već ranije spomenuto – riječ je o softveru koji obrađuje volumne setove segmentacija. Dva komercijalna računalna programa koja se koriste su ranije spomenuta FEI Amira za segmentaciju CBCT snimaka i SideFX Houdini za izradu FGM i ostatka modela kosti.

Houdini spada u kategoriju 3D DCC računalnih programa (eng. *Digital Content Creation*). Ovaj tip softvera namijenjen je za izradu 3D grafike poput 3D vizualizacija, 3D animacija, vizualnih efekata u filmovima i serijama, 3D dizajna proizvoda, izrade 3D sadržaja za računalne igre... Houdini se ističe po tome što je u većoj mjeri temeljen na proceduralnom pristupu 3D grafici [241]–[243]. Većina operacija i alata dostupna je u obliku procedura koje se povezuju kako bi se postigao željeni rezultat. Houdinijev pristup 3D

modeliranju također je u potpunosti proceduralan, stoga je iznimno kompatibilan sa idejom proceduralnog generiranja FGM. Nadalje, Houdini je ponajprije namijenjen za filmsku produkciju koja se poznata po korištenju golemih količina podataka, stoga je programska arhitektura realizirana kako bi se među ostalim nosila za iznimno kompleksnim 3D modelima. Ovo je dobrodošla karakteristika pošto će generirani modeli čeljusti sadržavati iznimno veliki broj poligona.

Nakon odabira adekvatnih računalnih programa i metode izrade modela kosti, moguće je definirati opći proces generiranja FGM:

1. Iz CBCT snimke pacijenta izdvajaju se potrebni setovi podataka. Jedan set sadrži segmentirani volumen kortikalne kosti, drugi trabekularne. Setovi podataka izvoze se kao niz presjeka u BMP formatu. Presjeci originalne CBCT snimke također se izvoze u BMP formatu pošto je sa tim slikovnim formatom jednostavnije raditi u daljnjim koracima procesa.
2. Python program slijedno učitava presjeke segmentacije trabekularne kosti i CBCT snimke, te iz nje izolira gustoću kosti samo na mjestima gdje postoji segmentacija. Rezultat je volumna reprezentacija trabekularne kosti koja sadrži podatak o gustoći u obliku 8 bitnog piksela. Generirani presjeci se spremaju u BMP formatu.
3. Presjeci segmentacije kortikalne kosti učitavaju se u Houdini i pretvaraju u volumni oblik. Volumni oblik modela omogućava spajanje modela kortikalne i trabekularne kosti
4. Presjeci obrađene segmentacije trabekularne kosti učitavaju se u Houdini i pretvaraju u volumen.
5. Unutar volumena trabekularne kosti nasumično se raspoređuju točke. Gustoća točaka u prostoru definirana je sivim tonom vokselna na toj poziciji u prostoru. Tamna područja znače manju gustoću tkiva, stoga se generira manja gustoća točaka. Obrnuto vrijedi za svijetla područja.
6. Između točaka se generiraju spone. Svaka točka spaja se određenim brojem najbližih susjednih točaka i između njih se konstruira spona (linija). Ovime je definiran osnovni oblik FGM.
7. Spone je potrebno pretvoriti u trodimenzionalne objekte, stoga se oko svake spone konstruira cilindar. Dužina cilindra jednaka je dužini spone i ona prolazi kroz njegov

centar. Optimalni promjer cilindra utvrđen je eksperimentalno i ovisi o tehničkim mogućnostima korištenog 3D printera. Dobivena trodimenzionalna struktura sastoji se od mnoštva nepovezanih i djelomično preklapljenih cilindara. Takva struktura nije pogodna za pripremu modela za 3D tisak jer lako rezultira greškama, stoga je potrebna dodatna obrada.

8. 3D struktura se pretvara u volumni oblik tako da se unutrašnjost cilindara ispuni voksela.
9. Pošto su sada kortikalni i trabekularni dijelovi modela sačinjeni od vokseli, mogu se spojiti u jedan konačni model.
10. Oko vokseli se generiraju poligoni i model se time pretvara u konačni poligonalni oblik koji se dalje može pripremiti za 3D tisak.

Unutar ovog postupka postoje brojni problemi i nedoumice čije je rješavanje jedan od ciljeva ovog istraživanja, te će biti adresirani u poglavlju 3.3. Tamo će također biti dodatno pojašnjeni navedeni koraci procesa.

2.6. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MATERIJALA

Mehanička karakterizacija materijala predstavlja skup postupaka u znanosti materijala pomoću kojih se određuju njihova svojstva i struktura. Njena primjena u oralnoj implantologiji [268]–[271], kao i u ostalim područjima medicine, je iznimno važna. Karakterizacija se ostvaruje putem mehaničkih testiranja koja obuhvaćaju široki raspon testova [272].

Utvrđivanje mehaničkih svojstava korištene termosetne plastike za izradu modela čeljusti putem 3D tiska ključno je za postizanje ciljeva istraživanja. Poznavanje mehaničkih svojstava neophodno je ako se želi izraditi umjetna kost koja rasponom mehaničkih svojstava odgovara realnoj kosti.

Izrada trabekularnog dijela modela čeljusti postiže se generiranjem FGM temeljenog na gradijentu poroznosti. Razina poroznosti (odnosno, razina ispune) u svakoj točki prostora modela trabekularne kosti poznata je iz učitanih CBCT podataka koji su rekonstruirani unutar Houdinija kao volumen temeljen na vokselima čija je vrijednost definirana sivim tonom. Učitane sive tonove potrebno je ispravno interpretirati u kontekstu mehaničkih svojstava koje bi trabekularna kost određene gustoće trebala posjedovati. Pošto sivi tonovi predstavljaju gustoću kosti, mora se poznavati odnos gustoće i mehaničkih svojstava. Brojna istraživanja pokušala su utvrditi odnos taj odnos [273]–[279]. Rezultati ne daju jasan odgovor, ponajprije jer je riječ o vrlo složenom materijalu čija je mehanička karakterizacija problematična i kompleksna, te rezultati ovise o velikom broju faktora. Predložene su brojne funkcije koje opisuju odnos, među kojima se javlja i jednostavna linearna funkcija. Ona je odabrana za daljnje istraživanje jer je sa njom najlakše raditi. Istraživanje se stoga temelji na dvije pretpostavke. Prva je ranije spomenuta prostorna izotropnost mehaničkih svojstava trabekularne kosti, dok je druga povezanost gustoće trabekularnog tkiva i njegovih mehaničkih svojstava putem linearne funkcije. Uz ove dvije pretpostavke lako je interpretirati podatke CBCT snimke i na temelju njih generirati mrežaste strukture koje tvore FGM. Ovisno o vrijednosti sivog tona CBCT snimke generiraju se mrežaste strukture različite razine ispune. Dobivene mrežaste strukture u nekom području modela moraju se podudarati sa pretpostavljenim mehaničkim svojstvima trabekularne kosti.

Potrebno je opet naglasiti kako u okviru ove disertacije nije cilj oponašati stvarna mehanička svojstva kosti, pošto bi to zahtijevalo upotrebu termosetne plastike koja u osnovi ima jednaka mehanička svojstva, što nije slučaj. Cilj je oponašati raspon mehaničkih

svojstava koja se mogu sresti u čeljusti, koja su određena situacijom u CBCT snimci. Pretpostavka je da će u daljnjem razvoju umjetnih kosti korišteni materijal imati jednaka mehanička svojstva kao kortikalna kost, te da se smanjenjem razine ispune mrežaste strukture mehanička svojstva proporcijalno umanjuju kako bi se pratila mehanička svojstva kosti manje gustoće.

Potrebno je utvrditi odnos između razine ispune mrežastih struktura i pripadajućih mehaničkih svojstava, te na taj način povezati sivi ton u CBCT snimci sa mrežastom strukturom odgovarajuće konfiguracije. Najjednostavniji način je provedba virtualnog mehaničkog testiranja uzoraka napravljenih od mrežastih struktura homogene poroznosti i različitih razina ispune. Potrebno je poznavati mehanička svojstva termosetne plastike od koje se izrađuje umjetna kost kako bi se moglo pristupiti virtualnom testiranju. Ona su utvrđena realnim mehaničkim testiranjem epruveta napravljenih od korištenog materijala. Epruvete su testirane savijanjem u tri točke na računalnoj vođenoj kidalici, što je detaljnije opisano u poglavlju 3.1.

Utvrđivanjem mehaničkih svojstava korištenog materijala i uzoraka homogenih mrežastih struktura širokog raspona razine ispune generira se dovoljno podataka kako bi se moglo pristupiti izradi modela umjetne kosti.

2.7. FEA SIMULACIJA

Za uspješnu i valjanu FEA simulaciju potrebno je učitati i adekvatno pripremiti 3D modele, te definirati postavke simulacije kako bi dala realistične rezultate.

- Prvi korak je učitavanje proceduralno generiranog modela mrežaste strukture homogene poroznosti i provjera eventualnih grešaka u geometriji. Modeli su izrađeni u poligonalnom obliku, što znači da volumen modela nije definiran, već samo površina. FEA računalni programi gotovo uvijek ne podržavaju korištenje poligonalne geometrije u daljnjem koracima podešavanja simulacije, stoga je potrebno model pretvoriti u čvrstu geometriju (eng. *solid geometry*) [280], [281]. Ovom pretvorbom model je opisan kao puni oblik i može se koristiti u simulaciji.
- Drugi korak je postavljanje simulacije, poput definiranja mehaničkih svojstava materijala (dobivenih putem mehaničke karakterizacije) određivanja uvjeta na kontaktnim površinama, opterećenja i fiksiranih dijelova 3D modela... Ovaj korak je iznimno važan pošto nepravilno postavljanje simulacije neizbježno daje krive rezultate. Pri simulaciji virtualnog mehaničkog testiranja jedan dio 3D modela mrežaste strukture potrebno je fiksirati u prostoru, što predstavlja bazu kidalice u realnom testiranju. 3D model se opterećuje sa suprotne strane kako bi se simulirao rad kidalice i pritisak alata. Model je opterećen konstantnom brzinom i mjeri se reaktivna sila, što odgovara tipu podatka koji daje računalno vođena kidalica.
- Treći korak je generiranje konačnih elemenata. Volumen modela potrebno je pretvoriti u mrežu povezanih prostornih geometrijskih elemenata. Ovo je osnovna karakteristika metode konačnih elemenata – dijeljenje simulacijske domene na male dijelove kako bi se na njima izvodila simulacija. Pretvaranje 3D modela u veći broj manjih elemenata rezultirat će realističnijom simulacijom – laički bi se moglo reći da se simulacija izvodi u većoj rezoluciji. Nedostatak je duže vrijeme izračuna.
- Četvrti korak je definiranje korektnih postavki simulacije
- Peti korak je pokretanje i izvršavanje simulacije.
- Šesti korak je vizualizacija i prikupljanje podataka za daljnju analizu

Provedbom navedenih koraka dobiveni su potrebni podaci za nastavak istraživanja.

3. EKSPERIMENT

Ovo poglavlje sadrži razradu postupka izrade prostorno nehomogenih mrežastih struktura i metode izrade eksperimentalnog dijela rada. Prijašnje poglavlje bavilo se pregledom potrebne teorije i tehnologije kako bi se na njihovom temelju razradio postupak izrade sljedećih koraka potrebnih za zadovoljavanje ciljeva ovog istraživanja. Zbog velikog opsega istraživanja u nastavku je naveden kratak sažetak potpoglavlja koja slijede:

- **3.1. Mehanička karakterizacija.** Prvi korak utvrđivanje je mehaničkih svojstava materijala koji se koristi za 3D ispis modela mrežastih struktura. Mehanička svojstva ovise o vrsti materijala i postavkama procesa 3D tiska, te mogu odstupati od idealnih vrijednosti koje tvrdi proizvođač. Mehanička karakterizacija korištenog materijala obavljena je u sklopu spomenutog HRZZ projekta, te ovdje je ukratko pojašnjena metodologija eksperimenta.
- **3.2. Ispitivanje rezolucije 3D printera.** Dimenzija pora mrežaste strukture definirana je razinom ispune i debljinom spona. Razina ispune varira ovisno o mehaničkim svojstvima koja se žele postići u nekoj točki prostora modela. Debljina spona je konstantna. Cilj je postići čim manju veličinu pora, što direktno ovisi o najmanjoj debljini spona koja se može izraditi. Debljina spona određena je tehnologijom aditivne proizvodnje, tehnološkim mogućnostima korištenog 3D printera i postavkama pripreme modela. Debljina spona predstavlja temeljni parametar u izradi mrežastih struktura i osnova je za daljnje korake u ovom istraživanju. Ovaj dio istraživanja bavi se utvrđivanjem minimalne debljine spona koju korišteni 3D printer može ostvariti.
- **3.3. 3D modeliranje prostornih mrežastih struktura.** Postupak generiranja i oblik mrežastih struktura kontroliran je nekolicinom parametara. Mrežaste strukture moraju posjedovati određena svojstva kako bi bile korisne za ostvarivanje ciljeva ovog istraživanja i ta svojstva određena su vrijednostima spomenutih parametara. Dodatno, mrežaste strukture su geometrijski iznimno kompleksni 3D modeli, te je potrebno utvrditi kakva su ograničenja pri njihovoj izradi u kontekstu korištenog računalnih programa za njihovo modeliranje i pripremu za 3D tisak. Utvrđena ograničenja određuju koliko se veliki 3D modeli umjetnih kosti mogu napraviti. Ovaj dio istraživanja bavi se utvrđivanjem optimalnih vrijednosti parametara procesa izrade mrežastih struktura, te računalne zahtjevnosti njihove izrade i pripreme za 3D tisak.

- **3.4. Programska izrada i priprema prostornih mrežastih struktura.** Predložena metoda izrade mrežastih struktura korištenjem komercijalnog računalnog programa i njihova priprema za 3D tisak nailazi na problem kada se pokušaju izraditi veći 3D modeli. Oni postaju geometrijski iznimno kompleksni, te arhitekturna ograničenja korištenog računalnog programa, zajedno za hardverskim ograničenjima, čine 3D tisak takvih modela nemogućim. Ovaj dio istraživanja bavi se razradom alternativne programske metode generiranja velikih 3D modela mrežastih struktura i njihove pripreme za 3D tisak.
- **3.5. Ispitivanje mogućnosti 3D printera.** Mrežaste strukture koje se izrađuju za potrebe ovog istraživanja sadrže veliki broj sitnih pora i spona nasumičnih prostornih orijentacija. Omjer veličine pora i spona mijenja se ovisno o razini ispune, uslijed čega se mijenja omjer dužine i debljine spona u strukturi. Duge spone lakše se oštećuju za vrijeme izrade u 3D printeru, dok kratke spona mogu dovesti do spajanja grupe susjednih spona u homogenu masu. Svrha ovog dijela istraživanja je određivanje kvalitete 3D tiska mrežastih struktura, odnosno realnih tehnoloških mogućnosti korištenog 3D printera.
- **3.6. Mehanička karakterizacija mrežastih struktura.** Svrha ove disertacije je razrada procesa izrade umjetne kosti sa realnim rasponom mehaničkih svojstava trabekularne kosti. To je moguće postići jedino ako se znaju mehanička svojstva mrežastih struktura različite razine ispune. Na temelju ranije utvrđenih mehaničkih svojstava korištenog fotopolimernog materijala moguće je provesti virtualno mehaničko testiranje. Ovaj dio istraživanja bavi se utvrđivanjem mehaničkih svojstava uzoraka homogenih mrežastih struktura različitih razina ispune.
- **3.7. Izrada funkcionalno gradiranih modela.** Krajnji cilj je 3D tisak dijela čeljusti koji sadrži kortikalnu i trabekularnu kost. Ovo se postiže korištenjem podataka iz CBCT snimke pacijenta koje je potrebno adekvatno pripremiti i upotrijebiti u procesu generiranja mrežastih struktura. Ovaj dio istraživanja ujedinjuje sve prethodne korake kako bi se postigao konačni rezultat.

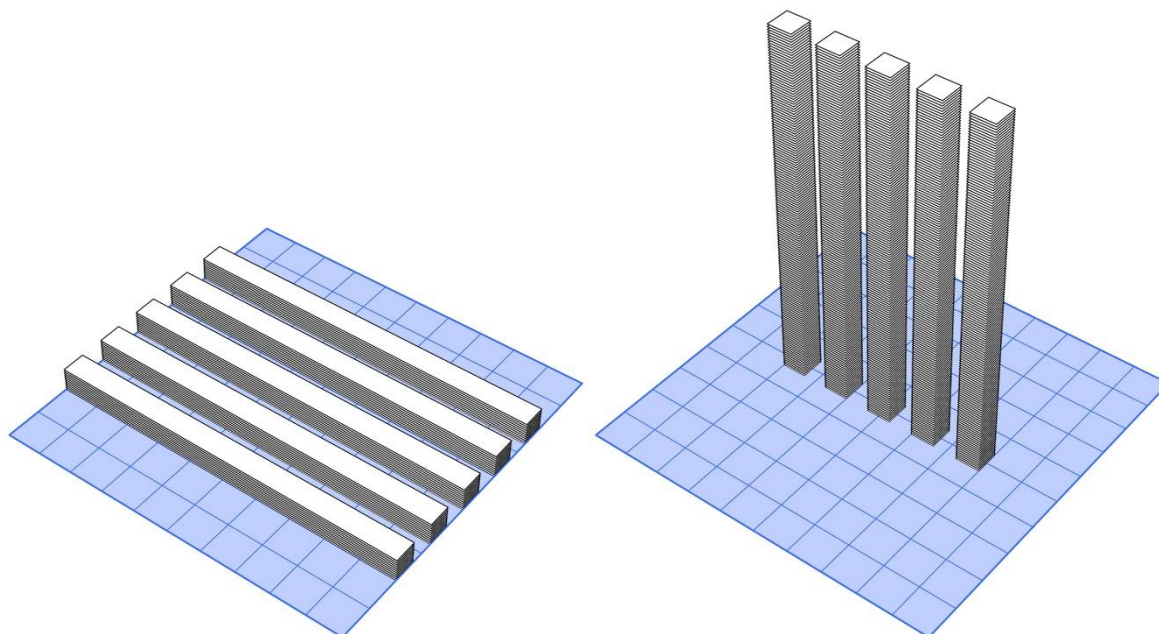
3.1. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MATERIJALA

Uobičajeni fotopolimerni materijali koji se koriste u cjenovno pristupačnim LCD SLA 3D printerima (kao što je Anycubic Photon S koji se koristi u radu) bitno su jeftiniji od onih koji se koriste u profesionalnim SLA 3D printerima. Postoje brojni proizvođači takvih materijala i jedna od stvari koju imaju zajedničku je što nisu dane tehničke specifikacije materijala, što znači da je generalni stav zajednice korisnika tih printera da materijali nisu korisni za izradu modela koji se moraju koristiti za neke konkretne mehaničke svrhe. Drugim riječima, korištenje jeftinih materijala uvjetuje izradu modela koji su orijentirani na vizualnu kvalitetu, ne mehaničku. Stoga ne čudi da je jedna od najčešćih upotreba LCD SLA 3D printera izrada modela nakita i kompleksnih, detaljnih modela nastalih digitalnim kiparstvom. Ukoliko se žele iskoristiti kvalitetni materijali sa dostupnim informacijama o mehaničkim svojstvima javlja se problem snage UV zračenja 3D printera koje je potrebno za fotoinicijalizaciju materijala. Trenutno gotovo svi materijali te klase namijenjeni su korištenju u laserskim SLA 3D printerima, gdje laser pruža iznimno jako osvjetljenje male površine. LCD SLA 3D printeri koriste UV LED diode kao izvor svjetla i obično je riječ o osvjetljenju koje je jačinom prilagođeno jeftinijim materijalima koji zahtijevaju nižu energiju za fotoinicijalizaciju, stoga je na njima korištenje kvalitetnih fotopolimera nemoguće ili je proces 3D printa iznimno spor. Jedan od razloga zašto je Anycubic Photon S odabran za korištenje u radu je taj što je u „S“ verziji 3D printera izvor osvjetljenja bitno jači nego u originalnoj verziji uređaja (40W naspram 20W uz istu radnu površinu), što omogućava korištenje kvalitetnih, profesionalnih materijala.

U sklopu spomenutog HRZZ projekta napravljeno je istraživanje čija je svrha bila utvrđivanje anizotropnosti mehaničkih svojstava modela izrađenih od Formlabs Gray materijala. Konkretno, istraživanje se bavilo usporedbom mehaničkih svojstava danih od strane proizvođača i rezultata eksperimentalnog mjerenja. U okviru disertacije također se koristi Formlabs Gray materijal, stoga se ranije dobiveni rezultati mogu primijeniti u ovom istraživanju. U nastavku je ukratko opisano istraživanje provedeno u znanstvenom radu na HRZZ projektu [282].

Obzirom da je osnovna svrha disertacije razrada procesa izrade objekata od funkcionalno gradiranih materijala čija distribucija mehaničkih svojstava odgovara stvarnoj kosti, utvrđivanje točnih mehaničkih karakteristika materijala nije od prevelike važnosti za krajnji rezultat. Karakterizacije materijala daleko je bitnija za FEA simulacija uzoraka

mrežastih struktura različite razine ispunje kako bi se utvrdio odnos razine ispunje i mehaničkih svojstava



Slika 14. Prostorne orijentacije epruveta na radnoj površini 3D printera

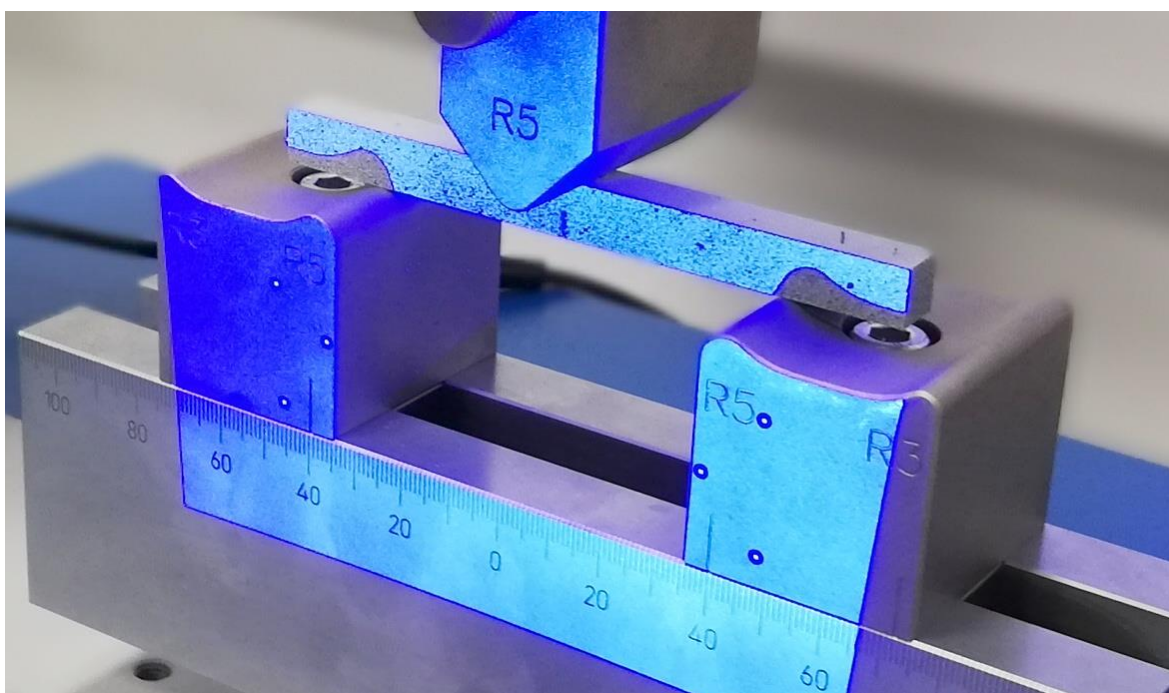
Napravljene su epruvete od Formlabs Gray (GRAY FLGPGR04) fotopolimernog materijala korištenjem Formlabs Form 2 laserskog SLA 3D printera. Dimenzije epruveta su 120x10x10 mm. Modeli su pripremljeni za 3D tisak pomoću Formlabs Preform softvera i izrađeni su sa debljinom sloja od 0.1 mm. Grupe od pet epruveta napravljene su sa dvije različite orijentacije slojeva. Svaka grupa sadrži pet primjeraka kako bi se dobili usrednjeni rezultati prilikom mehaničkog testiranja. Dvije grupe (ukupno 10 epruveta) napravljene su sa epruvetama položenim horizontalno na radnu plohu 3D printera. Kontaktna površina između slojeva iznosi 1200 mm². Jedna grupa (pet epruveta) napravljene su sa vertikalno pozicioniranim epruvetama. Kontaktna površina između slojeva iznosi 100 mm². Prostorna orijentacija epruveta i njihova pozicija na platformi 3D printera prikazana je na Slici 14.

Velika razlika u kontaktnoj površini rezultirat će značajnim odstupanjem mehaničkih svojstva vertikalno i horizontalno izrađenih epruveta ukoliko mehanička svojstva nisu izotropna obzirom na orijentaciju slojeva.

Nakon 3D tiska napravljene su uobičajeni doradni procesi prema uputama proizvođača za korištenje fotopolimer. Epruvete su ispirane jednu minutu u 95% IPA, zatim još 15 minuta u drugoj posudi sa 95% IPA kako bi se uklonili ostaci tekućeg fotopolimera.

UV dozrijevanje napravljeno je u komori opremljenoj sa UV-A halogenom žaruljom snage 36 W. Unutrašnjost komore je reflektivna kako bi modeli bili ujednačeno osvjetljeni sa svih strana. UV dozrijevanja trajalo je 30 minuta, nakon kojega su epruvete stavljene u grijanu komoru na 60 °C u trajanju od 30 minuta. Ovim postupkom materijal je postigao mehanička svojstva deklarirana od strane proizvođača i epruvete su spreme za korištenje.

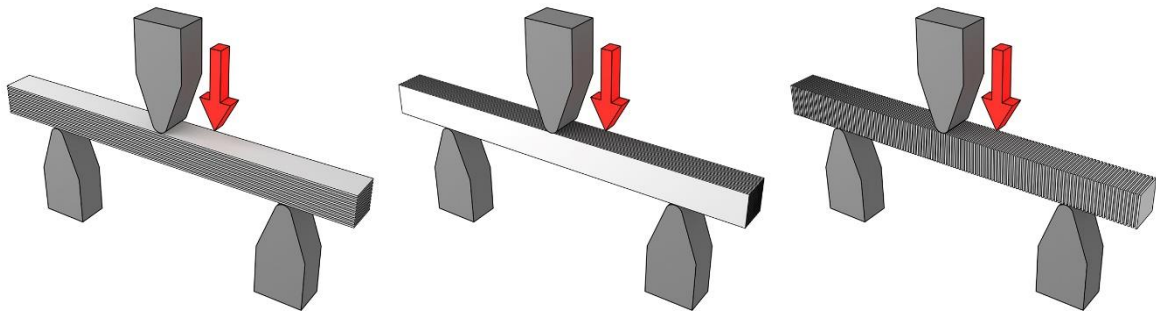
Mehaničko testiranje rađeno je u tvrtki Topomatika d.o.o. na univerzalnoj kidalici Hegewald & Peschke INSPEKT 20-1. Napravljeno je testiranje savijanjem u tri točke. Fiksni oslonci imaju polumjer 5 mm, razmak između oslonaca je 80 mm, dok je promjer pomične glave 5 mm. Pomicanje glave postavljeno je na 5 mm/min. Opterećenje i deformacija mjereni su svakih 20 milisekundi. Testiranje je prikazano na Slici 15., dok je orijentacija slojeva u odnosu na smjer opterećenja prikazano na Slici 16



Slika 15. Test savijanja u tri točke na univerzalnoj kidalici

Odgovarajuća računalna FEA simulacija napravljena je pomoću ANSYS 16 softvera unutar kojeg je korišten *Static Structural* modul koji je namijenjen za ovaj tip simulacije. Rade se simulacije za tri orijentacije slojeva. Veličina konačnih elemenata postavljena je na 2 mm što je rezultiralo sa 1500 konačnih elemenata za pojedinu epruvetu. Fiksni oslonci simulirani su pomoću *Remote Support* svojstva, dok je pomična glava simulirana putem *Remote Displacement* svojstva. Međusobne pozicije elemenata definirane su jednako kao u stvarnom mehaničkom testiranju. Za definiranje mehaničkih svojstava epruvete korišteni su podaci proizvođača koji su dani u Tablica 2. Brzina savijanja postavljena je na 5 mm/min.

Postavke FEA simulacije su modificirane kako bi se postigla brža konvergencija rješenja. Korištena je iterativna metoda konfigurirana sa minimalno 5 koraka, 20 početnih koraka i maksimalno 50 koraka. Uključena je opcija *Large Deflection* pošto se očekuje velika deformacija epruveta. Rezultati početne FEA simulacije vjerojatno neće dati rezultate jednake obavljenim mehaničkim testiranjima, stoga se iterativno mijenjaju mehanička svojstva proizvođača dok se rezultati simulacije i stvarnih testiranja ne izjednače. Ovime se određuju stvarna mehanička svojstva korištenog materijala.



Slika 16 - Orijentacije slojeva epruveta pri testu savijanja u tri točke

Tablica 2. Podaci proizvođača o mehaničkim svojstvima materijala

	Green state	Post cured
Tensile properties		
Ultimate tensile strenght	38 MPa	65 MPa
Tensile modulus	1.6 GPa	2.8 GPa
Elongation at break	12%	6%
Flexural properties		
Flexural modulus	1.3 GPa	2.2 GPa
Impact properties		
Notched IZOD	16 J/m	25 J/m

3.2. ISPITIVANJE REZOLUCIJE 3D PRINTERA

Prije nego se krenu generirati homogene mrežaste strukture, potrebno je utvrditi osnovni parametar koji će odrediti daljnji oblik struktura – minimalna debljina spona. Što su spona tanje, to su i pore manje, te cijela struktura postaje sitnija.

Minimalna debljina spona određena je geometrijom modela, rezolucijom i konstrukcijom 3D printera, te postavkama procesa izrade modela. Geometrija modela u slučaju mrežastih struktura u potpunosti je definirana sponama. Omjer dužine i debljine spona utječe na njenu čvrstoću prilikom procesa izrade, kao i njihova prostorna orijentacija. Ukoliko su spona predugačke može doći do pucanja i njihove akumulacije na dnu posude 3D printera. Spona koje su vertikalno orijentirane bolje podnose proces izrade od onih koje su horizontalne. Konstrukcija 3D printera također igra ulogu. Model trpi najveća opterećenja prilikom odvajanja sloja od dna posude. Postoje različiti mehanizmi koji olakšavaju odvajanje modela. Oni koji smanjuju opterećenje mogu napraviti finije strukture.

Odnos horizontalne rezolucije i visine sloja određuje dimenzije vokseli koji se stvaraju u pojedinom sloju modela. Uski, visoki vokseli efektivno narušavaju horizontalnu rezoluciju modela zbog mehaničkog prirasta uslijed širenja snopa svjetlosti kroz piksel LCD matrice. Niski, široki vokseli postižu najbolju horizontalnu rezoluciju i najmanji mehanički prirast.

Postavke procesa izrade definiraju debljinu sloja, vrijeme ekspozicije i brzinu odvajanja sloja od dna posude, te su njihove optimalne vrijednosti ključne za uspješni 3D tisak i postizanje minimalne debljine spona. Ipak, istraživanje međusobnog utjecaja svih ovih parametara je opsežan i dugotrajan postupak koji nadilazi potrebe ovog istraživanja. Određivanje minimalne debljina spona temeljit će se na najmanjoj debljini sloja koju 3D printer može postići (25 μm) i preporučenim postavkama procesa izrade. Vrijeme ekspozicije je 4 sekunde i brzina odvajanja modela od dna je 5 mm/s.

Za potrebe testiranja napravljeno je pet 3D modela sa sponama različite debljine. Debljine spona su 0.1, 0.15, 0.2, 0.25 i 0.3 mm. Mreža je pozicionirana okomito na ravninu izrade i spona su zakrenute za 45 stupnjeva u ravnini mreže. Ovime se postiže srednja orijentacija između okomitih i horizontalnih spona. Omjer dužine i debljine spona veći je od 5:1, te je odabran jer se omjer veći od ovoga ne očekuje u kasnijim fazama ovog istraživanja. Mrežasta struktura sa ovakvim omjerom spona ima dovoljno nisku gustoću da se nalazi ispod minimalne gustoće potrebne za simulaciju rijetke trabekularne kosti.

Modeli su napravljeni u Houdiniju. Izvezeni su kao .stl datoteke, što je standardni format za razmjenu 3D modela koji se izrađuju putem 3D tiska [283], [284]. Učitani u Chitubox, računalni program koji služi za pripremu modela za 3D tisak. Ovo je jedan od nekoliko funkcionalno sličnih programa koji mogu napraviti pripremu za korišteni 3D printer, Anycubic Photon S. Nakon pripreme je stvorena datoteka učitana u 3D printer i modeli su pušteni na izradu. Nakon završetka objekti su isprani u izopropilnom alkoholu i dozrijevani u UV komori prema uputama proizvođača.

Modeli su zatim vizualno pregledani kako bi se utvrdilo da li su sve spona objekta izrađene. Model sa najtanjim sponama čije su sve spona netaknute određuje minimalnu debljinu spona koja se koristi u daljnjim tijeku istraživanja.

3.3. 3D MODELIRANJE PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA

Ovaj dio istraživanja bavi se definiranjem metode izrade mrežastih struktura i optimalnog oblika struktura kako bi se čim bolje zadovoljili ciljevi ovog istraživanja. Također predstavlja najopsežnije poglavlje i područje istraživanja.

Oblik mrežastih struktura u osnovi je definiran točkama i sponama. Točke se distribuiraju unutar volumena 3D modela čija se unutrašnjost želi ispuniti mrežastim strukturama. U ovom dijelu istraživanja izrađuju se samo mrežaste strukture homogene gustoće. Nehomogene strukture zahtijevaju prostornu modulaciju distribucije gustoće točaka unutar volumena, što predstavlja dodanu razinu kompleksnosti i uvjetuje korištenje CBCT datoteka, te će njihova izrada biti istražena u poglavlju 3.7. i 4.7.

Osnovni koncept izrade 3D modela homogenih mrežastih struktura sastoji se od nekoliko koraka. Izrada zahtjeva ravnomjerni, ali istovremeno nasumičan prostorni razmještaj točaka. Iako se ovo čini kontradiktornim, takva distribucija često se koristiti u brojnim područjima [285]–[289]. Razmještaj točaka mora biti ravnomjeran jer se na taj način postiže ujednačena veličina pora, a nasumičan mora biti kako mreža ne bi bila pravilna. Potpuno nasumična distribucija točaka lako bi dovela do situacija gdje se neke točke gotovo preklapaju ili je razmak između njih prevelik i zato nije pogodna za ovu primjenu. Postoje brojne metode za jednolik razmještaj točaka u prostoru i shodno tome brojni algoritmi koji se mogu upotrijebiti za ovaj postupak [290]–[293]. Mrežaste strukture generiraju se pomoću Houdinija koji koristi Lloydov algoritam za distribuciju točaka [294].

Sljedeći korak je izrada spona između točaka. Koje se točke međusobno povezuju u spona i koliko spona se generira za svaku točku definira osnovni izgled mrežaste strukture. Algoritmi za ovaj tip povezivanja zapravo predstavljaju jednostavno pretraživanje točaka na temelju udaljenosti od točke za koju se trenutno generiraju spona do definiranog broja najbližih susjednih točaka. U ovoj fazi mrežasta struktura sastoji se od jednodimenzionalnih linija razmještenih u prostoru, te se kao takva ne može koristiti za daljnju pripremu modela za 3D tisak jer se beskonačno tanka linija ne može materijalizirati. Dodatno, računalni programi za pripremu zahtijevaju modele koji posjeduju volumen, stoga je sljedeći korak stvaranje geometrije oko spona.

Direktna konstrukcija geometrije je prilično osjetljiv i problematičan proces koji lako može dovesti do grešaka koje narušavaju kvalitetu pripreme modela (ponekad se priprema uopće niti ne može izvesti), pogotovo kad je riječ o ovako kompleksnim, organskim oblicima

kao što su mrežaste strukture. Potrebno je napraviti jedan međukorak koji garantira da grešaka neće biti. Riječ je o vokselizaciji, odnosno, pretvaranju poligonalnih modela u volumen [295]. Ukratko, proces radi tako da se spona zamjene jednostavnim geometrijskim oblicima, poput valjaka i kugli (čiji promjer definira debljinu spona), zatim se pretvore u voksele (što ujedinjava sve te odvojene geometrijske oblike u jednu volumnu strukturu), te se zatim taj ujedinjeni volumen pretvori natrag u poligonalni model, na način da se na granici vokseli i praznog prostora konstruira poligonalna geometrija [296]. Time završava postupak 3D modeliranja homogenih mrežastih struktura i stvoreni model može se prebaciti u računalni program za pripremu za 3D tisak. Ovo je pojednostavljeno objašnjenje procesa modeliranja, te je detaljnije pojašnjen u poglavlju 3.3.1.

Mrežaste strukture moraju posjedovati određena svojstva kako bi bile korisne za ostvarivanje ciljeva ovog rada i ta svojstva određena su vrijednostima nekolicine parametara. Ovaj dio istraživanja bavi se utvrđivanjem optimalnih vrijednosti parametara procesa izrade mrežastih struktura. Potrebno je utvrditi sljedeće:

- **Optimalni broj spona.** Broj spona koje se generiraju za svaku točku najbitniji je parametar koji definira izgled mreže. Potrebno je utvrditi optimalni broj spona za postizanje najbolje homogenosti poroznosti pri višim razinama ispune. Izrada gustih mrežastih struktura uz zadržavanje jednolike distribucije poroznosti ključno je za stvaranje ujednačenog prijelaza iz punog u djelomično ispunjen materijal, što je uobičajen slučaj kod kosti čeljusti čija se struktura simulira. Broj spona također uvjetuje raspon razine gustoće mrežastih struktura koji je moguće postići. Dodatno, pri višim razinama ispune može doći do povezivanja susjednih spona u homogene cjeline što narušava poroznost modela. Učestalost pojave i veličina takvih područja ovisi o broju spona.
- **Varijabilnost razine ispune.** Ovaj podatak vezan je uz utvrđivanje optimalnog broja spona. Pri višim razinama ispune nasumično pozicioniranje istog broja točaka po jedinici volumena može rezultirati bitno različitom razinom ispune zbog načina na koji se spona mogu povezati u cjeline. Potrebno je utvrditi kako korištenje određenog broja spona utječe na varijabilnost razine ispune pri višim razinama ispune. U ovom dijelu istražuje se varijabilnost između velikog broja uzorka generiranih sa istim brojem spona, čime se dobivaju krivulje ovisnosti broje točaka po jedinici volumena i odstupanja od željene razine ispune. Rezultati istraživanja ove i prijašnje točke određuju optimalni broj spona mrežastih struktura.

- **Računalna zahtjevnost izrade i geometrijska kompleksnost mrežastih struktura.** Veličina spona mora biti čim manja kako bi se mehanička svojstva prostorno homogenizirala iz perspektive dimenzije mini dentalnog implantata. Obzirom da korišteni 3D printer ima visoku rezoluciju može se očekivati kako će 3D modeli mrežastih struktura sadržavati iznimno veliki broj malih spona. Ovo će rezultirati dugim vremenom izračuna i visokim zauzećem radne memorije zbog velikog broja poligona i velikim zauzećem podatkovnog prostora pri pohrani. Stoga je potrebno utvrditi na manjem modelu koliko je vremena potrebno za izračun modela mrežastih struktura različite razine ispune. Iz dobivenih podataka može se ekstrapolirati koliko je vremena potrebno za izradu modela sa volumenom koji odgovara prosječnoj čeljusti, koliko podatkovnog prostora zauzima takav model, te je li uopće moguće na korištenom računalu izraditi tako kompleksne modele.
- **Izvedivost pripreme za 3D tisak.** Izrada 3D modela prvi je dio procesa u 3D tisku. Drugi je priprema modela za 3D tisak. Korišteni računalni program za 3D modeliranje je Houdini i napravljen je za rad sa kompleksnim modelima i usavršava se od svog nastanka 1996. godine. Računalni programi za pripremu modela za potrošački LCD SLA 3D tisak postoje tek nekoliko godina i upitno je mogu li se nositi sa kompleksnim modelima kao što su mrežaste strukture. Stoga je potrebno utvrditi koje su mogućnosti i ograničenja ove klase računalnih programa..

3.3.1. OPTIMALNI BROJ SPONA

Broj spona koje se generiraju za svaku točku najbitniji je parametar koji definira izgled mrežaste strukture. Potrebno je odrediti koji je optimalni broj spona za postizanje najbolje homogenosti poroznosti pri višim razinama ispune. Izrada mrežastih struktura visoke razine ispune uz zadržavanje homogene distribucije poroznosti ključno je za stvaranje ujednačenog prijelaza iz punog u djelomično ispunjen dio modela.

Pore mrežaste strukture jasno su definirane pri nižim razinama ispune. Debljina spona je konstantna i smanjenjem razine ispune postaju sve duže. Ovime je oblik pora bolje definiran i ne može doći do stapanja spona u jednu cjelinu. Pri višim razinama ispune spona postaju sve kraće jer su pore sve manje i može se dogoditi da se određeni broj susjednih spona stopi u homogenu cjelinu. Ovo nije poželjno jer se lokalna razina ispune penje na

100%. Distribucija poroznosti u materijalu određene razine ispune mora biti prostorno homogena, što nije slučaj ako se javljaju ovakve nakupine materijala.

Mrežaste strukture kompleksni su trodimenzionalni objekti sačinjeni od poligona, stoga nije jednostavno analizirati i utvrditi homogenost distribucije poroznosti. Metoda osmišljena u ovom dijelu istraživanja temelji se na slikovnoj analizi 2D presjeka 3D modela. Metoda se oslanja na programsko rješenje napisano u Python programskom jeziku.

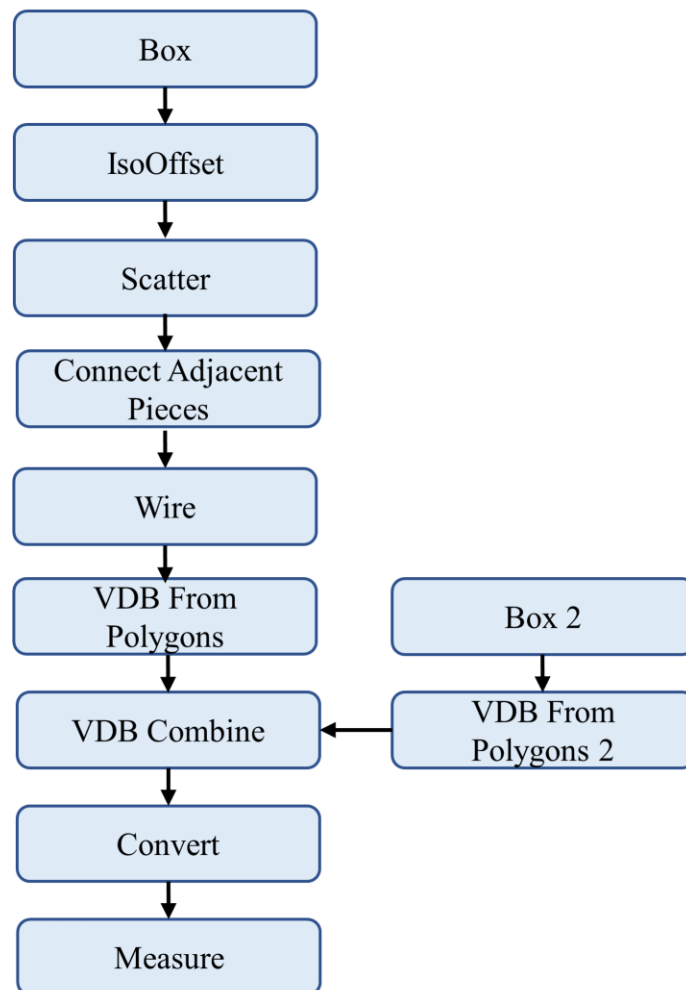
Optimalni broj spona utvrđuje se izradom 3D modela homogenih mrežastih struktura dimenzija 5x5x2.5 mm. Slika 17. prikazuje dijagram operatora koji se koriste za izradu modela. Model je smanjen u jednoj osi na 2.5 mm jer se tako osigurava brže generiranje modela uz zadržavanje veće plohe 2D presjeka. Ovo je optimalna veličina jer se u većem modelu postiže veći broj pora što slikovnu analizu čini kvalitetnijom. Mrežaste strukture računalno su vrlo zahtjevne za generiranje ukoliko je veličina modela veća od nekoliko desetaka mm³, pa ova veličina osigurava relativno brzu izradu većeg broja modela.

Homogenost distribucije poroznosti postaje problematična tek pri većim razinama ispune, stoga su odabrane razine ispune 3D modela od 80, 85, 90 i 95%. Za svaku razinu ispune istražuje se utjecaj različitog broja spona na distribuciju poroznosti. Izrađuju se 3D modeli sa 3 do 12 spona za svaku razinu ispune, što rezultira sa ukupno 40 modela.

Box operator služi kao početna točka procesa izrade mrežaste strukture i definira prostor unutar kojeg će se odvijati proces izrade. Veličina objekta nešto je veća od konačnog modela, te je postavljena na 6x6x3.5 mm. Metoda distribucije točaka unutar volumena rezultira time da je razina ispune manja na rubnim dijelovima modela nego u unutrašnjosti. Ovaj efekt javlja se samo u tankoj regiji blizu površine modela. Potrebno u kasnijem koraku odbaciti taj tanki vanjski dio što se postiže tako da se model obreže na nešto manju, željenu veličinu. Time se vanjski sloj uklanja i razlog je zašto se početni model radi malo većim od konačne veličine modela.

Box operator generira poligonalni model, što znači da nema volumen, već je njegov privid postignut slaganje 2D ploha o određeni oblik, konkretno u oblik kocke u ovom slučaju.. Potrebno je poligonalni objekt pretvoriti u pravi volumni objekt. Ovo se postiže sa **IsoOffset** operatorom koji zatvoreni poligonalni model ispunjava mrežom voksela određene veličine. Veličina voksela postavljena je na 30 μm, što vrlo detaljno definira volumen objekta.

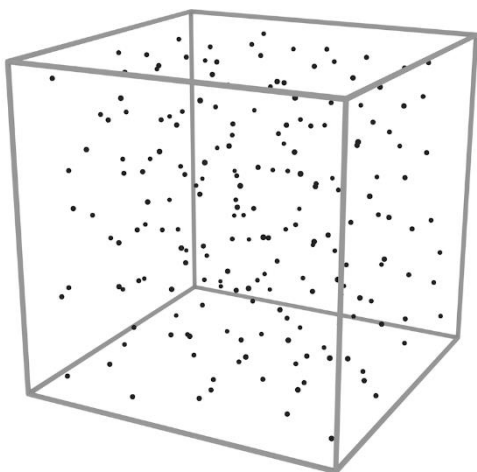
Izgled mrežaste strukture definiran je brojem točaka unutar nekog volumena, broju spona po pojedinoj točki i debljini spona. Sljedeći korak definira jedan od ova tri parametra. Točke se jednoliko mogu rasporediti u definiranom volumenu pomoću **Scatter** operatora (Slika 18.). U operator se unosi broj točaka koji se želi distribuirati unutar volumena. Ovo je jedini parametar koji određuje razinu ispune jednom kada je poznata korištena debljina spona i određen optimalni broj spona po točki. Veći broj točaka rezultira sa većim brojem spona i pora, čime se povećava razina ispune. Broj točaka mijenjat će se kako bi se postigla razina ispune od 80, 85, 90 i 95% za svaki definirani broj spona po točki.



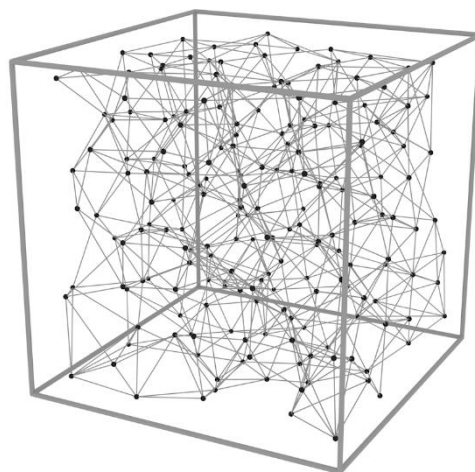
Slika 17. Dijagram operatora i proces izrade modela

ConnectAdjacentPieces drugi je operator koji definira izgled mrežaste strukture jer se pomoću njega određuje broj spona po točki. Operator za svaku točku traži definirani broj najbližih susjednih točaka u prostoru i stvara spona između originalne i susjedne točke (Slika 19.). Ovdje će se mijenjati broj spona po točki od 3 do 12.

Wire operator posljednji je koji definira izgled mrežaste strukture i određuje debljinu spona (Slika 20.). Operator radi tako da oko točke koju generira **Scatter** operator izradi kuglu određenog promjera i oko svake spone koju generira **ConnectAdjacentPieces** operator izradi cilindar određenog promjera. Cilindar je jednake dužine kao spona i njegova os simetrije jednaka je orijentaciji spone. Jedini parametar koji se definira unutar operatora je polumjer kugli i cilindra. Polumjer je postavljen na 0.1 mm pošto je na temelju istraživanja u poglavlju 4.2. utvrđena minimalna debljina spona od 0.2 mm.



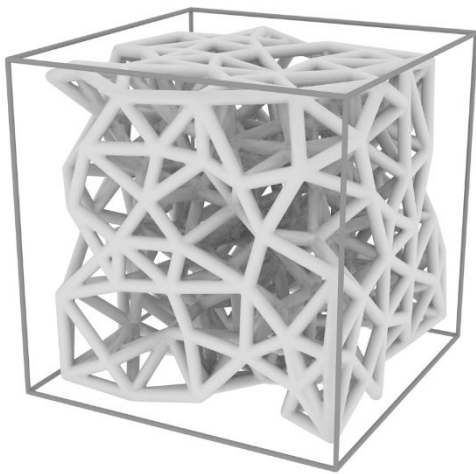
Slika 18. Razmještaj točaka pomoću **Scatter** operatora



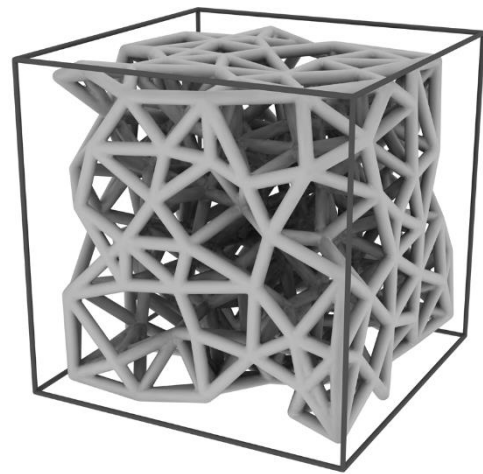
Slika 19. Generiranje spona pomoću **ConnectAdjacentPieces** operatora

Mrežasta struktura u ovom je trenutku izrađena od mnoštva kugli i cilindara koji se međusobno presijecaju. Pokušaj pripreme ovakvog modela za 3D tisak lako će rezultirati greškama u pripremi, pošto su računalni programi za pripremu modela napravljeni tako da optimalno rade sa modelima čiji je volumen definiran sa jednom kontinuiranom površinom. U ovom slučaju svaka kugla i cilindar imaju vlastitu površinu. Potrebno je ujediniti sve ove geometrijske oblike u jedan model. Jedini način da se ovo napravi potpuno pouzdano, posebice za ovako kompleksne modele, je korištenje vokselizacije. Ona je već ranije spominjana u kontekstu segmentacije i generalni koncept rada ovdje je jednak kao i tamo. **VDBFromPolygons** operator idejno je sličan **IsoOffset** operatoru utoliko što regije prostora omeđene sa 2D površinama pretvara u volumen (Slika 21.), ali postoji bitna razlika. Ispunjavanje kompletnog volumena sa vokselima lako rezultira sa iznimno velikim brojem vokseli što dovodi do pada performansi, velikog zauzeća radne memorije, ograničene veličine objekta i sporog izračuna. VDB (eng. *Volume Database*) podatkovna je hijerarhijska

struktura koja vrlo efikasno sprema velike, kompleksne volumne setove podataka [297]. Dio je OpenVDB, softverske biblioteke otvorenog koda namijenjene za manipulaciju volumnim podacima [298], [299]. **VDBFromPolygons** operator pretvara odabranu zatvoreni poligonalni model u VDB datoteku – vrlo efikasnu volumnu reprezentaciju originalnog objekta ostvarenu pomoću vokseli. Unutar operatora može se definirati veličina vokseli. Što je voksel manji to će objekt biti opisan u višoj rezoluciji i oblik volumne strukture bit će bliža originalnom poligonalnom objektu. Ova transformacija konceptualno je slična pretvaranju vektorske u rastersku grafiku [300] – rasterizirani objekt nikada neće biti identičan vektorskom obliku, ali uz dovoljno visoku rezoluciju razlika je neprimjetna. Manji vokseli detaljnije opisuju originalni objekt, ali ih zato volumna struktura sadrži više, što opet dovodi do pada performansi i dugog vremena izračuna. Optimalna veličina vokseli za debljinu spona od 0.2 mm pokazala se kao 40 μm . Ova veličina rezultira zanemarivim odstupanjem u debljini spona i volumnom strukturom prihvatljive veličine i vremena izračuna.



Slika 20. Generiranje primitva pomoću **Wire** operatora



Slika 21. Pretvaranje u volumni oblik pomoću **VDBFromPolygons** operatora

Sljedeći korak je obrezivanje volumena na konačne dimenzije. Ovo se postiže zasebnim **Box2** operatorom koji ima veličinu 5x5x2.5 mm i pripadajućim **VDBFromPolygons2** operatorom koji objekt pretvara u VDB volumen. Potrebno je sačuvati voksele mrežaste strukture samo u prostoru gdje se preklapaju sa vokselima **VDBFromPolygons** operatora. Ovo se postiže pomoću **VDBCombine** operatora koji može izvršavati raznolike operacije nad dva ulazna seta volumni podataka. U ovom slučaju to su

rezultati **VDBFromPolygons** i **VDBFromPolygons2** operatori. **VDBCombine** izvršava operaciju *SFD Intersection* čiji je rezultat volumna struktura obrezana na konačne dimenzije.

Volumni oblici ne mogu se koristiti za 3D tisak jer računalni programi za pripremu rade gotovo isključivo sa poligonalnim objektima. Potrebno je volumne objekte pretvoriti natrag u poligonalni oblik. **Convert** operator služi za pretvaranje brojnih vrta podataka koje Houdini podržava, u ovo slučaju parametar *Convert To* postavljen je na *Polygon*.

Konačni modeli dobiju se tako se za svaki objekt sa određenim brojem spona po točki (3 do 12 spona) prilagodi broj točaka u **Scatter** operatoru kako bi se dobili objekti sa razinom ispune od 80, 85, 90 i 95%. Informaciju o razini ispune moguće je dobiti tako da se izmjeri volumen mrežaste strukture unutar definirane veličine objekta od 5x5x2.5 mm. Volumen mrežaste strukture može se izmjeriti pomoću **Measure** operatora koji podešen tako da ispisuje volumen u mm³. Zatim se prema formuli izračuna razina ispune:

$$\text{Razina ispune} = \frac{\text{Volumen modela}}{\text{Volumen prostora}} \times 100 \quad (3)$$

Ovime je završen proces izrade pojedinog modela koji se zatim sprema kao .obj datoteka [301], što je čest i uobičajen format za razmjenu poligonalnih modela između računalnih programa za 3D grafiku.. Posljednji korak je generiranje 3D presjeka kako bi nad njima mogla izvršiti slikovna analiza. Koristi se softver Maxon Cinema 4D jer je u njemu lako automatizirati izradu presjeka za veći broj modela. Za svaki model radi se četiri presjeka kako bi analiza bila reprezentativna za cijeli volumen modela. Presjeci su paralelni sa površinski najvećim presjekom objekta (XZ ravnina) i pozicionirani na Z osi modela na vrijednostima -1, 0.5, 0.5 i 1 mm. Presjek se mora renderirati kako bi se spremio kao slikovna datoteka. Napravljena je ortografska kamera orijentirana okomito na površinu presjeka. Dimenzija kadra jednaka je dimenziji presjeka kako bi cijeli kadar bio ispunjen podacima. Rezolucija slike postavljena je na 1000*1000 piksela, što daje dovoljno detaljnu sliku presjeka modela. Presjeci su ostvareni pomoću **Bool** alata sa *Boolean Type* parametrom postavljenom na *A subtract B*, čime se od mrežaste strukture oduzima kocka. Ovime se dobije presjek mrežaste strukture i može mu se dodijeliti boja. Boja presjeka postavljena je na bijelu, dok je prazan prostor crn, čime se olakšava slikovna analiza. Presjeci su renderirani i spremljeni kao BMP slikovna datoteka koja je odabrana zbog jednostavne podatkovne strukture što je čini pogodnom za programski pristup sadržanim podacima. Ukupno se generira 160 slika za svih 40 3D modela.

Cilj slikovne analize objektivno je utvrditi koji 3D modeli imaju najhomogeniju distribuciju poroznosti u kontekstu broja korištenih spona. Analiza ovog tipa nije jednostavna, niti je lako naći računalne alate koji je mogu izvesti, stoga je napravljen Python program koji obavlja slikovnu analizu. Homogenost je definirana ujednačenim odnosom bijeli i crnih piksela na svakom području slike, stoga Python program dijeli svaku učitane sliku na 25 manjih slika, svaka dimenzije 200x200 piksela. Ovaj odnos broja podslika i njihova veličina odabran je kako bi se postigao adekvatan odnos broja podatkovnih točaka u analizi, uz zadržavanje veličine podslike koja sadrži dovoljan broj pora kako bi se mogao postići reprezentativan odnos bijelih i crnih piksela. Program je napisan u Python 3.6 programskom jeziku unutar Microsoft Visual Studio Community 2019 razvojnog okružja. Programski kod je prikazan u nastavku:

```
import numpy as np
from PIL import Image
import math
ods_x = 0
ods_1 = 0
file = open('podaci.txt', 'w')
img = np.array(Image.open('1.bmp'))
white = (np.count_nonzero(img<1))
posto = (white/1000000) * 100
for x_1 in range (5):
    x_1 = x_1 * 200
    x_2 = x_1 + 200
    for y_1 in range (5):
        y_1 = y_1 * 200
        y_2 = y_1 + 200
        img_slice = img[x_1:x_2, y_1:y_2]
        white = (np.count_nonzero(img_slice<1))
        posto = (white/40000) * 100
        ods_1 = ods_1 + pow((posto - 95),2)
        val = posto - 80
        file.write("%f\t" % val)
ods_1 = math.sqrt(ods_1)
file.write("\n")
file.write("%f" % ods_1)
file.close()
```

Slikovna analiza temelji se na ideji da manji dijelovi pojedine slike sadrže isti omjer bijelih i crnih piksela kao i cijela slika ako je distribucija poroznosti homogena. Veća odstupanja omjera bijelih i crnih piksela u podslikama ukazuju da je distribucija nehomogena.

Program se izvodi za svaku od 5 slika u setu koji predstavlja pojedini 3D model mrežaste strukture.. Prvo se računa omjer bijelih i crnih piksela za cijelu sliku, zatim se isti postupak ponavlja za svaku podsliku i računa se odstupanje od omjera cijele slike. Količina odstupanja korelira sa homogenosti distribucije poroznosti. Odstupanje za svaku podsliku predstavlja jednu podatkovnu točku analize. Na kraju se računa suma kvadrata reziduala (RSS, eng. *Residual Sum of Squares*) svih podslika i to je konačna vrijednost koja ukazuje na kvalitetu homogenosti distribucije poroznosti, gdje manji broj predstavlja manje odstupanje od idealne homogenosti, odnosno veću kvalitetu.

Kompletno istraživanje provodi se na stolnom računalu opremljenom sa dva 8-jezgrena Intel Xeon E5-2670 procesora, 32 GB RAM-a i Nvidia GeForce GTX 1070 grafičkim procesorom sa 8 GB RAM-a.

3.3.2. VARIJABILNOST RAZINE ISPUNE

Varijabilnost razine ispune vezana je uz utvrđivanje optimalnog broja spona. Pri višim razinama ispune nasumično pozicioniranje istog broja točaka po jedinici volumena može rezultirati bitno različitom razinom ispune zbog načina na koji se spona mogu povezati u cjeline. Potrebno je utvrditi kako korištenje određenog broja spona utječe na varijabilnost razine ispune pri višim razinama ispune. U ovom dijelu istražuje se varijabilnost između velikog broja uzorka generiranih sa istim brojem spona i različitim brojem točaka, čime se dobivaju krivulje ovisnosti broje točaka po jedinici volumena i odstupanja u razini ispune. Rezultati istraživanja ove i prijašnje točke određuju optimalni broj spona mrežastih struktura koji će se koristiti u daljnjem istraživanju.

Varijabilnost razine ispune ispituje se generiranjem velikog broj uzoraka sa određenim brojem spona. Svakom uzastopnom uzorku linearno se povećava broj točaka čime se povećava razina ispune.

Očekuje se da će varijabilnost biti veća pri višim razinama ispune, stoga se uzorci počinju generirati sa razinom ispune od 50%. Generira se 120 uzoraka sa svaki definirani broj spona. Veličina uzoraka je 2.5x2.5x2.5 mm, dok je debljina spona 0.2 mm. Povećanje razine ispune postiže se povećanjem broj točaka unutar jedinice korištenog volumena. Korak povećanja broj točaka za svaki sljedeći uzorak utvrđen je eksperimentalno, iterativnom upotrebom različitih vrijednosti dok se nije postigla pojava prvog uzorka sa razinom ispune

od 98% između 90. i 100. koraka. 120 točaka dovoljno je kako bi se napravilo kvalitetno prilagođavanje krivulja i izračun reziduala bez prevelike količine vremena utrošene na generiranje 3D modela.

Mreža operatora i njihove funkcije slične su onima iz prošlog poglavlja, uz jednu bitnu razliku u **Scatter** operatoru. Kako bi se postiglo automatizirano generiranje svih 120 modela za definirani broj spona potrebno je koristiti animacijske mogućnosti Houdinija. Svaki sljedeći generirani objekt mora sadržavati sve veći broj točaka čime raste razina ispunje. Houdini iznova izvršava mrežu operatora za svaku vremensku točku u animaciji, stoga je jednostavan način uzastopnog generiranja 3D modela korištenje toka vremena kao varijable koja definira promjenu broja točaka. *Force Total Count* parametar određuje koliko će točaka biti raspršeno unutar volumena. Ovaj parametar najčešće je konstantan u vremenu, ali za potrebe ovog istraživanja promijenjen je u izraz $X+(\$F*Y)$. Kako je ranije spomenuto, X i Y vrijednosti su eksperimentalno utvrđene kako bi dale traženi porast razine ispunje. X predstavlja početni broj točaka u jedinici volumena uzorka, dok je Y korak povećanja broja točaka u svakom sljedećem koraku animacije.

Tablica 3. sadrži korištene vrijednosti. $\$F$ označava trenutni broj slike na vremenskoj traci. Kada se pokrene animacija broj trenutne slike množi se sa korakom Y i zbraja sa X početnom vrijednosti. Animacija se sastoji od 120 vremenskih koraka. Na ovaj način se za svaki korak animacije stvara 3D model čija se vrijednost razine ispunje zapisuje. Rezultat je 120 vrijednosti za svaku seriju 3D modela koja ima isti broj spona.

Tablica 3. Vrijednost početnog broja točaka i povećanja točaka

Broj spona	X	Y	Krajnja vrijednost
3	1,900	13	3,447
4	1,450	12.5	2,937
5	1,150	11.8	2,554
6	840	11.7	2,232
7	670	11.5	2,039
8	470	11.1	1,791
9	390	10	1,580
10	300	8.5	1,312
11	260	6.3	1,010
12	230	4.7	789

Kao i u prošlom poglavlju, **ConnectAdjacentPieces** operator određuje sa koliko se spona povezuju pojedine točke, te je korišteni broj spona od 3 do 12. Ukupno se generira 1200 podatkovnih točaka. Raspored točaka u volumenu svakog generiranog 3D modela dodatno se čini nasumičnim promjenom parametra *Global Seed* koji utječe na početni oblik distribucije. Ovaj parametar također je najčešće konstantan u vremenu, ali je za potrebe generiranja ovih 3D modela zamijenjen izrazom $\$F$, što znači da će se mijenjati sa svakim korakom animacije i garantirati nasumičnu prostornu distribuciju točaka, što daje bolji uvid u varijabilnost razine ispune u realnim situacijama.

Za vizualizaciju podataka, analizu i prilagođavanje krivulja koristi se računalni program OriginLab OriginPro 9. Kvaliteta varijabilnosti razine ispune određuje se prema sumi kvadrata reziduala, gdje manji broj predstavlja veću kvalitetu.

3.3.3. RAČUNALNA ZAHTJEVNOST IZRADE I GEOMETRIJSKA KOMPLEKSNOŠT MREŽASTIH STRUKTURA

Veličina pora i debljina spona mrežastih struktura mora biti čim manja kako bi se mehanička svojstva prostorno homogenizirala iz perspektive mini dentalnog implantata. Korišteni LCD SLA 3D printer ima visoku rezoluciju, te se može očekivati kako će 3D modeli mrežastih struktura imati veliki broj malih spona što će rezultirati znatnim vremenom izračuna 3D modela sastavljenih od velikog broja poligona. Utvrđivanje vremena izračuna potencijalno je problematično na velikim modelima, stoga je na manjim 3D modelima lakše utvrditi koliko je vremena potrebno za izračun različitih razina ispune. Iz te informacije može se ekstrapolirati koliko bi vremena bilo potrebno za izradu modela volumena koji odgovara prosječnoj čeljusti, te da li je uopće moguće na korištenom računalu izraditi tako kompleksne modele.

Postupak izrade 3D modela i vrijeme izračuna definirano je korištenim operatorima. Svaki od operatora izvršava određeni set algoritama nad nekim setom ulaznih podataka, što znači da udio utrošenog vremena na svakom operatoru ovisi o broju korištenih spona. Modeli sa različitim brojem spona imaju različita geometrijska svojstva za istu razinu ispune, što znači da se količina i omjer ulaznih podataka u pojedine operatore mijenja. Ovo je posebice važno jer se neki od algoritama koji pojedini operatori izvršavaju ne izvršavaju na više procesorskih dretvi. Stoga je korisno utvrditi ovisnost korištenog broja spona, brzine

izvršavanja i distribucije vremena izvršavanja različitih operatora za različiti korišteni broj spona.

Korištena mreža operatora vrlo je jednostavna. Izrađuju se 3D modeli razine ispune od 10-90% sa korakom od 10%. Modeli se izrađuju sa brojem spona od 3 do 12 i imaju dimenzije 5x5x5 mm. Veličina 3D modela odabrana je kako ukupno vrijeme izračuna ne bi bilo nepotrebno dugo pošto se ukupno izrađuje 90 modela. Vrijeme izračuna na svakom operatoru mjeri se i bilježi pomoću **Performance Monitor** alata unutar Houdinija, te se također bilježe podaci o geometrijskoj zahtjevnosti pojedinog 3D modela. Proces generiranja mrežastih struktura osmišljen u ovom radu uvijek se temelji na istom postupku koji minimalno uključuje korištenje **Scatter**, **ConnectAdjacentPieces**, **Wire**, **VDBFromPolygons** i **Convert** operatora, stoga se u ovom pojednostavljenom slučaju mjeri njihova brzina izvršavanja. Realni scenariji izrade nehomogenih mrežastih struktura uključuju dodatne operatora, ali mjerenje performansi na ovom osnovnom setu operatora dovoljno je da se stekne uvid u računalnu i geometrijsku zahtjevnost izrade takvih 3D modela.

Izrada 3D modela prvi je dio procesa u 3D tisku. Drugi je priprema modela za 3D tisak. Računalni programi za pripremu modela za potrošačke LCD SLA 3D printere relativno su nedavna pojava i jasno je kako nisu imali dovoljno vremena razviti svoje mogućnosti rada sa kompleksnim objektima kao što su imali klasični programi za 3D grafiku koji se u nekim slučajevima razvijaju desetljećima. Zato je potrebno utvrditi koje su mogućnosti i ograničenja ovih računalnih programa.

Na temelju mreže operatora iz prošlog poglavlja generiraju se 3D modeli sve veće geometrijske kompleksnosti. Modeli se učitavaju u Chitubox i Anycubic Photon Workshop, dva programa za pripremu 3D modela koja su namijenjena za korišteni 3D printer.

Početni model veličine je 10x10x10 mm i koristi 8 spona po točki sa razinom ispune od 70% koja se pokazala geometrijski najkompleksnijom. Veličina modela povećava se za 1 cm³ i pokušava se napraviti priprema u dva navedena programa za pripremu 3D modela. Maksimalna veličina modela dosegnuta je kada dođe do rušenja programa.

3.4. PROGRAMSKA IZRADA I PRIPREMA PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA

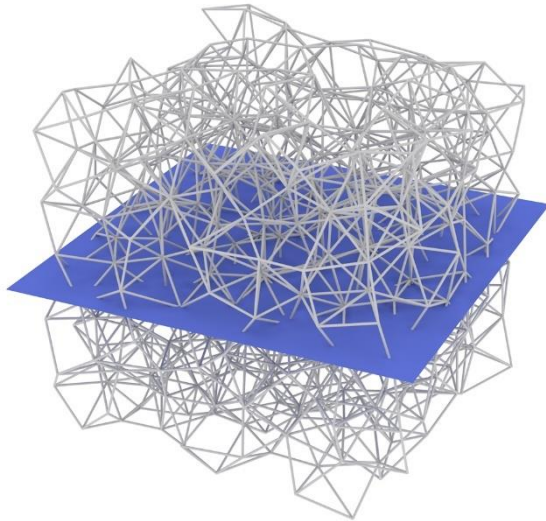
Rezolucija korištenog LCD SLA 3D printera prilično je velika u kontekstu kategorije potrošačkih 3D printera. Stoga je veličina pora koje tvore prostorne mrežaste strukture mala, što rezultira iznimno kompleksnim 3D modelima ako je volumen modela veći od nekoliko kubičnih centimetara. Houdini je iznimno sposoban za rad sa velikom količinom podataka kakva se zahtjeva pri izradi vizualnih efekata, ali čak je i njihova kompleksnost relativno mala u usporedbi sa 3D modelima prostornih mrežastih struktura, posebice kada se uzme u obzir da je ovdje riječ o poligonima koji su razmješteni u jedan jedinstveni oblik, odnosno nije riječ o korištenju kopija objekata na račun kojih se pojavljuje iznimno velik broj poligona u scenama vizualnih efekata. Dodatno, softver za izradu pripreme za 3D tisak nije namijenjen za rad sa ovako kompleksnim modelima. Pretpostavka je da će izrada većih modela biti nemoguća korištenjem dostupnih programa jer su potrebni 3D modeli iznimno kompleksni za izradu i pripremu za 3D tisak. Takva situacija značila bi da kompletno istraživanje u ovom radu nema puno smisla jer se ne može primijeniti na rješavanje realnih, konkretnih problema koje istraživanje pokušava riješiti. Stoga je jedino rješenje za postizanje ciljeva ovoga rada izrada vlastitog računalnog programa. Ovaj program temelji se na upotrebi pojednostavljenog skupa podataka koje nastaju u Houdiniju kako bi se direktno stvorila priprema za 3D tisak bez izrade poligonalnih modela koji predstavljaju problematičan korak u procesu izrade 3D modela i pripreme za 3D tisak.

Proces izrade 3D modela sastoji se od pet koraka – prostorno razmještanje točaka, povezivanje točaka sponama, izrada geometrijskih primitiva oko spona, pretvaranje primitiva u voksele i pretvaranje vokseliziranom modela natrag u poligonalni. Prva dva koraka mogu se napraviti iznimno brzo i sa skromnim utroškom radne memorije unutar Houdinija. Tako napravljeni model sadrži prostorno razmještene točke čiji je gustoća definiran razinom sivoće u CBCT datoteci, te su točke povezane adekvatnim brojem spona koji je utvrđen u ranijem poglavlju. Ostala tri koraka potrebna su kako bi se stvorio poligonalni model kojeg može prihvatiti softver za izradu pripreme za 3D print. Ovo je uobičajeni postupak koji radi ukoliko kompleksnost modela ne nadmašuje mogućnosti dostupnog računalnog hardvera i arhitekture računalnog programa. Ako se ipak moraju raditi tako kompleksni modeli, kao što je slučaj u ovom istraživanju, bilo bi idealno da se može preskočiti rad sa poligonalnim modelima, te da se direktno prijeđe iz opisanog pojednostavljenog modela u niz slikovnih 2D slojeva koji predstavljaju pripremu za 3D

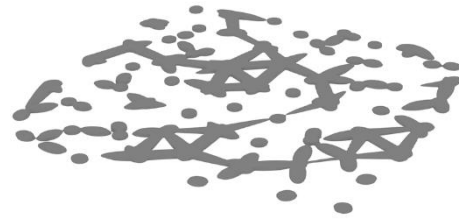
tisak. Potrebno je osmisliti algoritam koji će datoteku sa 3D modelom u obliku velikog broja spona direktno pretvoriti u datoteku koja se može iskoristiti za 3D tisak. Ovdje se pokazuje velika prednost LCD SLA tehnologije naspram laserskog SLA 3D tiska. Dok je kod laserske stereolitografije potrebno imati opis kompleksnog kretanja točke lasera za svaki sloj, kod LCD SLA 3D printera potrebno je samo pohraniti binarnu sliku svakog sloja koja zapravo predstavlja presjek modela gdje bijeli pikseli predstavljaju model, dok su crni prazan prostor. Ovo iznimno olakšava izradu pripreme za LCD SLA 3D printere.

Datoteke koje Houdini stvara sadrže veliki broj spona razmještenih u prostoru. U kontekstu pripreme za 3D tisak spona predstavljaju 1D objekte orijentirane u 3D prostoru koji sijeku 2D plohe, pri čemu 2D plohe predstavljaju pojedine presjeke modela koji služe za 3D tisak. Ako 1D objekt sječe 2D plohu rezultat je točka. Pošto datoteka sadrži mnogo spona, svaka ploha sadržava mnogo točaka. Takav rezultat je beskoristan za 3D print jer je potrebno imati barem neki broj bijelih piksele (bijeli pikseli su zapravo prozirni pikseli na LCD matrici koji propuštaju UV svjetlo) koji će u procesu fotopolimerizacije stvarati 3D tiskane spona, sloj po sloj. Potrebno je stvoriti bijele piksele oko svake točke kako bi se dobili slojevi koji će rezultirati izradom objekta. Na ovaj način se može simulirati treći i četvrti korak koji se inače radi u Houdiniju - izrada geometrijskih primitiva i vokselizacija primitiva. Vokselizacija tako kompleksnog modela je problematična jer Houdini mora cijeli model pretvoriti u voksele, što zauzima mnogo radne memorije i vremenski je jako zahtjevno, stoga nije moguće na ovaj način izraditi velike modele prostornih mrežastih struktura. U predloženom algoritmu rješenje je da se oko svake točke na pojedinoj plohi konstruira 2D krivulja koja predstavlja presjek geometrijskog primitiva (cilindra, u slučaju izrade spona), provjeri se koji se pikseli nalaze unutar tog presjeka i njih se postavi na bijelu boju. Oblik 2D krivulje ovisi o orijentaciji cilindra i poziciji presjeka plohe i cilindra. Krivulja je elipsa ako sloj u potpunosti sječe plašt cilindra, u protivnom je riječ o djelomičnoj elipsi. Elipsa ima centar, te širinu i dužinu. Jednom definirana elipsa za pojedinu sponu može se samo pomicati za određeni korak u XY osi za svaki sljedeći sloj, sve dok se ne dođe do kraja spona. Modifikacija oblika elipse može biti, kako je ranije spomenuto, u slučaju jako položenog cilindra, te elipsa može biti krnja sa jedne ili dvije strane. Također, kada se presjeci približavaju kraju cilindra elipsa opet postaje krnja.

Slika 22. prikazuje presjek ravnine jednog sloja i mrežaste strukture sačinjene od jednodimenzionalnih spona, dok Slika 23. prikazuje jedan generirani sloj volumena modela.



Slika 22. Presjek spona modela

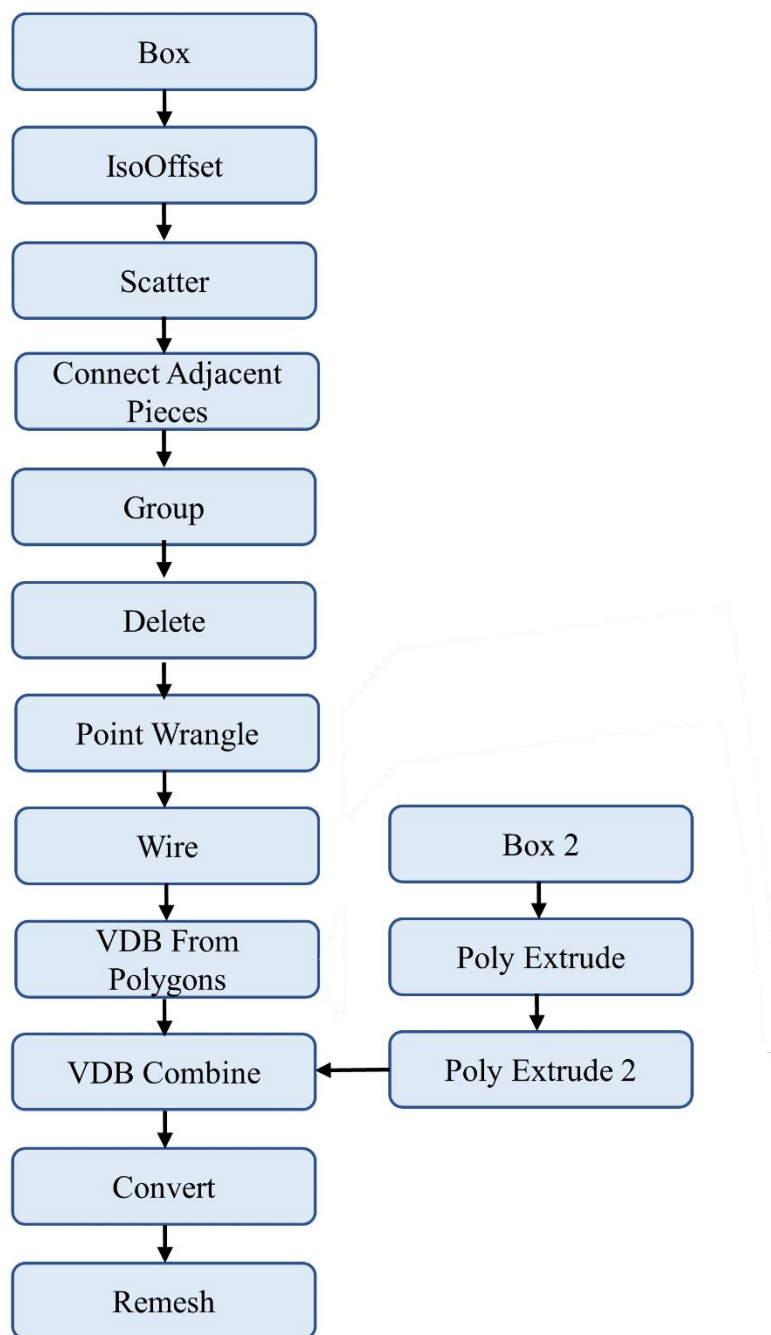


Slika 23. Jedan sloj generiranog volumnog modela

Za potrebe istraživanja opisani algoritam realiziran je putem Python 3.6 programskog jezika. Kao ulazni podatak izrađen je model u Houdiniju koji se sastoji samo od spona. Model je veličine 5x5x5 mm i sadrži 1,822 spona. Priprema se radi za volumen od 6x6x6 mm unutar kojeg je centralno pozicioniran model. Veličina piksela je 50 μm , debljina sloja također 50 μm , što znači da će priprema imati 120 slojeva, dok će cijeli volumen sadržavati 1,728,000 vokseli. Program je radi jednostavnosti napisan tako da koristi samo jednu procesorsku dretvu. Potrebno je napomenuti kako korišteni algoritam predstavlja takozvani „sramotno paralelan problem“, što znači da ga je jednostavno paralizirati u izračunu i da će brzina izračuna rasti linearno sa broj korištenih procesorskih jezgri. Ovo je moguće jer je izračun svakog pojedinog sloja u potpunosti neovisan o izračunu ostalih slojeva, što znači da se mogu zasebno i paralelno računati. Model je procesiran sa Python programom i rezultat je niz presjeka koji su zatim opet učitani u Houdini kako bi se napravila vizualizacija modela i potvrdio ispravni rad algoritma. Zabilježeno je vrijeme izračuna na temelju kojeg se može napraviti predviđanje brzine izrade za višedretvenu implementaciju algoritma. Slojevi su učitani u Houdini i pretvoreni u volumen na način opisan u poglavlju 4.7. Volumen je pretvoren u poligonalni oblik kako bi se mogla izmjeriti njegova zapremina i usporediti sa zapreminom objekta napravljenog direktno u Houdiniju. Usporedba zapremine ukazuje na eventualne razlike u obliku generiranih modela.

3.5. ISPITIVANJE MOGUĆNOSTI 3D PRINTERA

Tehničke karakteristike 3D printera definiraju mogućnosti izrade mrežastih struktura. Uz utvrđenu minimalnu debljinu spona i broj spona po točki ostaje samo za odrediti koji se raspon razine ispune može ostvariti na korištenom 3D printeru.



Slika 24. Dijagram operatora i proces izrade modela

Veliki raspon razine ispune poželjan je pošto dozvoljava simulaciju trabekularne kosti različite kvalitete. Raspon gustoće trabekularne kosti koja se može susresti u čeljusti velik je i ovisi o stanju čeljusti pacijenta i životnoj dobi.

Raspon razine ispune utvrđuje je izradom uzoraka mrežastih struktura različite razine ispune koja se kreće od 5 do 85% u koracima od 5%. Početak raspona od 5% odabran je jer mreža manje gustoće ima zanemariva mehanička svojstva, dok je kraj raspona 85% odabran jer je u poglavlju 4.3.1. utvrđeno kako je gornja granica korisnog raspona razine ispune.

Slika 24. prikazuje dijagram operatora koji se koriste za izradu modela. Korištena mreža operatora nešto je kompleksnija nego u prijašnjim poglavljima. Dva su razloga. Prvi je što se mrežasta struktura ne može direktno izraditi na platformi 3D printera, već je potrebno napraviti bazu iz koje izlazi mrežasta struktura. Drugi razlog je što točke koje se nalaze na površini uzorka granaju svoje spone u 50% manjem prostornom kutu od onih koje se nalaze u unutrašnjosti uzorka. Gustoća vanjskog sloja spona stoga je veća od gustoće unutrašnjosti. U prijašnjim poglavljima ovo nije bio problem jer se korišteni volumen izrezivao iz većeg objekta. Takav pristup ovdje ne može se koristiti jer takvo izrezivanje stvara neprikladne oblike na površini uzorka koji neće dobro ispasti u 3D tisku. Zato je potrebno cijeli uzorak napraviti od cjelovitih spona. Ovo zahtjeva obradu modela u početnim koracima generiranja mrežaste strukture.

Prva četiri operatora su ista kao i u prijašnjim poglavljima (**Box**, **IsoOffset**, **Scatter** i **ConnectAdjacentPieces**). Potrebno je ukloniti vanjski sloj točaka pomoću **Group** operatora. Koristi se opcija *Keep in Bounding Region – Enable* i *Bounding Type – Bounding Box*. Ovime se odabiru sve točke unutar definiranog prostora. Dimenzija tog prostora ujedno definira veličinu uzorka mrežaste strukture i u ovom slučaju postavljena je na 8x8x8 mm, što je malo manje od dimenzije **Box** operatora koji ima vrijednost 10x10x10 mm.

Slijedi **Delete** operator postavljen na vrijednost *Operation – Delete Non-Selected*, čime se brišu sve točke osim onih odabranih u **Group** operatoru. Ovo rezultira ponekim točkama na površini modela koji su za ostatak strukture vezani sa malim brojem spona, što predstavlja problem u 3D tisku jer postoji velika vjerojatnost da će se spone te točke polomiti. Zato se pomoću **PointWrangle** operatora odabiru točke koje su vezane uz ostatak strukture sa manje od 4 točke. **PointWrangle** je operator koji dozvoljava programsku obradu ulaznih podataka i koristi VEX programski jezik za rad. VEX [302], [303] je Houdinijev jezik za obradu podataka temeljen na C programskom jeziku. Izraz kojim se odabiru točke je:

```
int neighbours = neighbourcount(0,@ptnum);
if(neighbours<=3)
{
```



```
@group_brisanje=1;  
}
```

Na ovaj način odabiru se željene točke i smještaju u novu grupu. Pomoću idućeg **Delete2** operatora briše se ta grupa zajedno sa sadržanim točkama i ovime je dobivena željena struktura.

Iduća dva uobičajena operatora su **Wire** i **VDBFromPolygons**, Koristi se debljina spona od 0.2 mm. **VBDCombine** operator koristi se za spajanje baze i mrežaste strukture. Baza je napravljena kombiniranjem **Box2** i dva **PolyExtrude** operatora. Baza sadrži izdignuti dio jer se pokazalo da izrada objekta na 3D printeru ponekad može propasti ako se mrežasta struktura direktni izrađuje na horizontalnoj površini. Ispod **VBDCombine** slijedi **Convert** operator koji volumnu strukturu pretvara u poligonalnu. Dobiveni poligonalni model sačinjen je od iznimno velikog broja poligona nastalih zbog male veličine vokseli i može se naići na probleme prilikom pripreme tako kompleksnog modela za 3D tisak. Zato se pomoću **Remesh** operatora drastično reducira broj poligona uz zadržavanje originalnog oblika površine.

Modeli se na kraju izvoze kao .stl datoteke i učitavaju u računalni program Chitubox za pripremu modela za 3D tisak. Korišteni parametri procesa izrade modela su postavljeni prema uputama proizvođača. Debljina sloja postavljena je na 25 µm. Nakon 3D tiska modeli se ispiru u izopropilnom alkoholu i dozrijevaju pod UV svjetlom. Slijedi vizualna inspekcija kako bi se utvrdilo da li su modeli korektno napravljeni, bez oštećenja i u cjelovitosti.

3.6. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MREŽASTIH STRUKTURA

Različite razine ispune mrežastih struktura iskazuju različita mehanička svojstva, stoga se prostornom modulacijom razine ispune mogu stvoriti funkcionalno gradirani materijali. Kako bi se modeli napravljeni od takvih materijala mehanički ponašali onako kako je zamišljeno, potrebno je odrediti mehanička svojstva mrežastih struktura širokog raspona razine ispune. Prijašnja poglavlja bave se optimalnim postavkama procesa generiranja mrežastih struktura, te je na temelju tih podataka moguće stvoriti 3D modele koji predstavljaju uzorke materijala za mehaničku karakterizaciju. Veličina ovih uzoraka mora biti dovoljno velika kako bi se unutar njihovog volumena pojavio dovoljno velik broj pora da bi se materijal mogao smatrati homogenom mješavinom. Obzirom da su 3D modeli mrežastih struktura geometrijski iznimno kompleksni potrebno je veličinu uzoraka ipak držati čim manjom kako računalna zahtjevnost FEA simulacije ne bi premašila računalne resurse korištenog računala ili vrijeme izračuna postalo neprihvatljivo dugo, posebice kada se uzme u obzir da se mora simulirati veliki broj uzoraka kako bi se dobili smisleni rezultati.

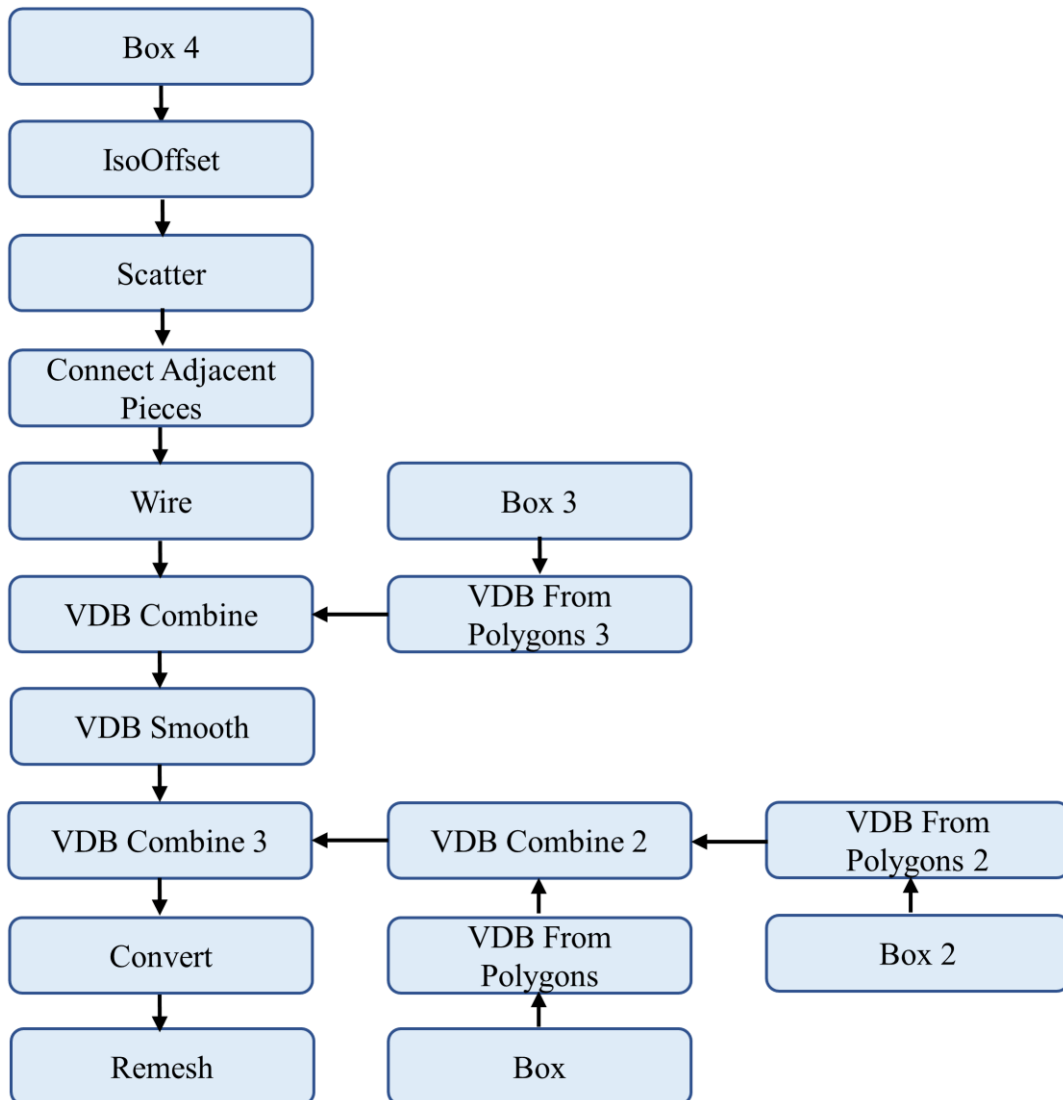
3.6.1. IZRADA 3D MODELA

Proces izrade modela sličan je kao u prošlim poglavljima. Svi korišteni operatori opisani su u prošlim poglavljima. Slika 25. prikazuje dijagram operatora koji se koriste za izradu modela.

Uzorak materijala sa gornje i donje strane spojen je na tanke pločice. One su postavljene kako se za vrijeme simulacije model ne bi direktno opteretio na elemente mrežaste strukture. Dodatno, selekcija elemenata na koje se vrši opterećenje jednostavnije je kada se koristi ravna površina, što je dodatna prednost ovih oblika. **Box1**, **Box2** operatori stvaraju dva kvadra čije su dimenzije 3x3x0.2 mm. Pločice su napravljene tankima kako se ne bi sastojale od nepotrebno velikog broja konačnih elemenata. Razmak između unutrašnjih ploha je 2.8 mm, što ujedno predstavlja visinu uzorka mrežaste strukture. Pretvoreni u su VDB volumene objekte i povezani pomoću **VDBCombine** operatora.

Početni volumen mrežaste strukture definira **Box4** operator sa dimenzijama 3.5x3.5x3.5 mm. Obrezan je na konačnu veličinu od 3x3x3 mm pomoću **Box3** i **VDBCombine3** operatora. Debljina spona je 0.2 mm i broja spona po točki je 8, prema rezultatima iz poglavlja 4.3.1.

Rubna geometrija koja nastaje obrezivanjem modela lako uzrokuje probleme pri stvaranju mreže konačnih elemenata kada se 3D model prebaci u ANSYS. Rješavanje takvih problema unutar ANSYS-a dugotrajno je i sporo, jer zahtjeva ponovno pokretanje postupka



Slika 25. Dijagram operatora i proces izrade modela

izrade mreže konačnih elemenata koje dugo traje u slučaju ovako kompleksnih modela, čak i kada rezultira greškama. Stoga je daleko efikasnije rješenje prilagoditi model u fazi modeliranja kako bi se osiguralo da neće doći do grešaka pri stvaranju mreže konačnih elemenata. Najjednostavniji način je korištenje **VDBSmooth** operatora za uklanjanje oštih, tankih oblika na rubnim dijelovima objekta. Kako se ne bi puno utjecalo na optimalni oblik mrežastih struktura utvrđen u prošlim poglavljima, postavke **VDBSmooth** operatora (koji uvijek mijenja topologiju objekta) odabrane su tako da se minimalno mijenja topologija unutrašnjosti objekta, dok se u potpunosti uklanjaju oblici koji dovode do problema pri

stvaranju mreže konačnih elemenata. Postavke koje su izmijenjene od početnih vrijednosti su *Filter Voxel Radius = 1* i *Iterations = 2*.

Cijeli objekt povezan je u konačnu cjelinu putem **VDBCombine2** operatora. **Convert** operator pretvara volumni objekt u poligonalni. Pokazalo se kako ovako izvezeni objekt ima obrnuto okrenute normale poligona kada se uveze u FEA softver. Poligon je 2D oblik koji ima dvije strane. Normala poligona je okomica koja izlazi iz njegove površine i time je definirana prednja strana poligona. Normale su okrenute na suprotnu stranu pomoću **Reverse** operatora, što rezultira modelima koji su pogodni za pripremu simulacije u FEA softveru

Posljednji korak je uklanjanje nevezanih dijelova modela. Pri operaciji obrezivanja volumena često se mogu pojaviti komadići volumena koji nisu vezani za glavni dio modela. Takvi komadići predstavljaju problem u FEA jer veza između njih i ostatka modela nije definirana, stoga ih je potrebno ukloniti prije nego se model učita u ANSYS. Ova operacija je jednostavna, odabere se jedan od poligona koji pripada glavnom dijelu objekta, te se napravi operacija odabira svih poligona koji su povezani uz odabranim poligon. Na ovaj način sve što ostane neodabrano su poligoni koji pripadaju nevezanim dijelovima. Napravi se inverzija selekcije kako bi se odabrali svi takvi poligoni koji se zatim izbrišu. Očišćeni 3D modeli spremaju se kao binarne STL datoteke kako bi se smanjilo memorijsko zauzeće.

Broj generiranih modela treba biti dovoljan kako bi se jasno mogao analizirati odnos razine ispune i distribucije naprezanja unutar modela, ali opet treba voditi računa da proces stvaranje mreže konačnih elemenata i sama simulacija traju prilično dugo kada se koriste ovako kompleksni modeli, stoga broj opet ne smije biti prevelik. Odabran je raspon razine ispune od 20 do 85%, sa koracima od 5%. Ukupno se izrađuje 14 modela preko cijelog raspona ispune. 20% odabrano je kao donja granica razine ispune jer se mrežasta struktura uzorka sastoji od dovoljno velikog broj pora. Uzorci niže razine ispune imaju toliko malo pora da se može očekivati značajno odstupanje u mehaničkim karakteristikama pojedinog uzorka uslijed generiranja nasumične mrežaste strukture.

3.6.2. POSTAVLJANJE FEA SIMULACIJE

Sljedeći korak je postavljanje FEA simulacije unutar ANSYS-a. Ovaj dio procesa opsežan je i uključuje:

- odabir adekvatnog simulacijskog modula
- učitavanje 3D modela
- pretvaranje modela u odgovarajući geometrijski oblik
- odabir i izradu digitalnom modela materijala
- izradu mreže konačnih elemenata
- definiranje selekcija poligona za fiksirane i opterećene dijelove modela
- definiranje opterećenja
- definiranje postavki simulacije
- simulacija opterećenja uzorka
- generiranje rezultata

FEA se postavlja pomoću ANSYS Workbench računalnog programa koji služi kao polazišna točka za korištenje specijaliziranih modula za simulaciju. Modul koji se koristi u ovom istraživanju je Static Structural. U dodani modul potrebno je učitati 3D model. Učitani model je poligonalni, što nije oblik koji može poslužiti za generiranje mreže konačnih elemenata, stoga je potrebno pomoću ANSYS SpaceClaim programa pretvoriti ga u kruti model (eng. *solid model*). Sada je moguće prebaciti model u ANSYS Mechanical softver gdje će se izvršiti simulacija. ANSYS Workbench služi kao grafičko sučelje gdje se mogu dodati i povezati različiti simulacijski moduli. Sama simulacija radi se u programima koje se pokreće aktivacijom pojedinog modula unutar Workbench sučelja. Na ovaj način pokreće se i Mechanical softver. Ovaj softver mogu pokrenuti i drugi moduli, te se može reći da moduli predstavljaju specijaliziranu konfiguraciju za Mechanical program. U Workbenchu se također definiraju digitalni modeli materijala putem *Engineering Data* sučelja. Za potrebe istraživanja koristi se *Isotropic Elasticity* model materijala, čije je korištenje opravdano u ranijim poglavljima, kao i podaci koji se koriste za definiranje mehaničkih svojstava materijala modela.

Izrada mreže konačnih elemenata zahtjeva modifikaciju samo jednog parametra - *Relevance Center = Medium*. Veličina konačnih elemenata definira od koliko će se konačnih elemenata 3D model sastojati nakon procesiranja. ANSYS kao početni model određivanja veličine elemenata koristi adaptivnu funkciju koja dozvoljava da se u području veće

geometrijske kompleksnosti 3D model opiše gušćom mrežom elemenata, dok se na područjima manje kompleksnosti stvara rjeđa mreža elemenata. Na ovaj način može se značajno ubrzati vrijeme trajanje simulacije. Veći broj elemenata dozvoljava detaljniju simulaciju, ali istovremeno produžava vrijeme izračuna. Naravno, iznad određenog broja elemenata kvaliteta rezultata bit će zanemarivo bolja, tako da nema smisla nepotrebno povećavati broj elemenata. U slučaju krutih modela ANSYS može podijeliti površinu modela na proizvoljni broj poligona, te je stoga raspon mogućeg broja konačnih elemenata koji se mogu stvoriti iznimno širok. U slučaju modela kakvi se generiraju za potrebe ovog istraživanja, površina modela opisana je velikim brojem poligona i ANSYS će uvijek iskoristiti sve poligone za stvaranje mreže konačnih elemenata. Obzirom na korištenje adaptivne funkcije za određivanje veličine elemenata, javlja se situacija da su na površini modela sitni elementi, dok se u unutrašnjosti pojavljuju daleko veći elementi. Ovaj nesrazmjer može dovesti do grešaka prilikom izračuna, stoga je poželjno umanjiti veličinu velikih elemenata u unutrašnjosti modela. *Relevance Center* parametar radi upravo to, prebacivanjem početne vrijednosti *Coarse* na *Medium* vrijednost veličine konačnih elemenata više su ujednačene.

Sljedeći korak je stvaranje selekcija poligona za fiksirane i opterećene dijelove modela pomoću *Named Selection* naredbi. Na modelu se odabire cijela donja strana koja će biti fiksirana, te cijela gornja strana koja će biti opterećena. Fiksiranje se vrši pomoću *Fixed Support* naredbe kojom se fiksira geometrija odabrana u donjoj selekciji poligona, dok se opterećenje definira putem *Displacement* naredbe pošto se želi simulirati testiranje uzorka pomoću kidalice, korištenjem selektiranih poligona na gornjem dijelu modela. Unutar *Displacement* naredbe potrebno je definirati kako će se ponašati opterećenje. Opterećenje se vrši u vertikalnoj osi, stoga je potrebno unijeti potrebno opterećenje u polje *Y Component*. Kako je ranije objašnjeno, svrha FEA u ovom radu nije da se točno simulira ponašanje materijala, već da se odrede relativna mehanička svojstva 3D modela mrežastih struktura različitih razina ispune, te se za takvo istraživanje može koristiti jednostavniji digitalni model materijala iz čega proizlazi da se i same postavke FEA mogu prilagoditi tom pristupu.

Simulacija je podešena tako da se model optereti kroz jednu sekundu. Za vrijednost pomaka odabrana je vrijednost 0.06 mm što predstavlja 2% visine uzorka, što znači da je brzina opterećenja 0.06 mm/s. Ovo je nešto niža vrijednost od 0.083 mm/s koja se koristila u poglavlju 3.1. Ovako mali pomak odabran je kako bi se izbjegle eventualne greške u simulaciji i dugo vrijeme izračuna. Kod 3D modela napravljenih putem CAD računalnih

programa [304] (eng. *Computer Aided Design*) izgled je definiran sa relativno malim brojem površina i to omogućava veliku fleksibilnost pri izradi mreže konačnih elemenata [305], [306]. Moguće je kontrolirati gustoću i vrstu konačnih elemenata na razini svake površine [307], [308] i to rezultira iznimno robusnom mrežom koja se može poprilično deformirati tokom simulacije prije nego dođe do grešaka u izračunu. 3D modeli mrežasti struktura imaju nedostatak što im je površina definirana velikim brojem nepravilnih poligona [309], [310] i zato je površinski izgled mreže konačnih elemenata u potpunosti definiran tim poligonima, te se ne može kontrolirati. Jedino što se djelomično može kontrolirati je veličina i broj elemenata uz unutrašnjosti objekta, ali u svakom slučaju rezultat je nepravilna mreža elemenata u kojoj se puno lakše događaju greške u simulaciji ukoliko dolazi do velikih deformacija. Ovo je glavni razlog zašto je pomak opterećenog dijela modela tako malen. Veći pomak zahtijevao bi korištenje opcije *Large Deflection* u postavkama simulacije, ali u tom slučaju vrijeme izračuna višestruko raste, što nije poželjno obzirom na veći broj simuliranih uzoraka.

Napravljena je simulacija za svaki od 14 modela. Za svaki model generirana je vizualizacija Von Mises naprezanja, te su izrađeni vertikalni i horizontalni presjeci modela kako bi se dobio uvid u distribuciju naprezanja u unutrašnjosti modela.

3.7. IZRADA FUNKCIONALNO GRADIRANOG 3D MODELA

Konačno poglavlje istraživanja povezuje sve rezultate prijašnjeg istraživanja kako bi se dobio krajnji rezultat - model kosti sa realnom distribucijom raspona mehaničkih svojstava temeljenom na CBCT snimci.

Odlučeno je kako će se izraditi 3D model manjeg dijela čeljusti zbog ranije utvrđene računalne zahtjevnosti izrade mrežastih struktura. Izrada jednog dijela čeljusti sa predloženom metodom ne razlikuje se od izrade cijele čeljusti, te je dovoljna kako bi se potvrdila valjanost postupka.

Odabran je dio čeljusti sa dobrim omjerom kortikalne i trabekularne kosti na anonimiziranoj CBCT snimci. Proces izrade sastoji se od segmentacije CBCT snimke u FEI Amiri, te obrade podataka putem Pythom programa i izrade modela u Houdiniju.

3D modeli potrebni za realizaciju ciljeva ovog rada sastoje se dva glavna dijela. Prvi dio su nehomogene mrežaste struktura čija se gustoća prostorno mijenja na temelju varijacije sivih tonova u CBCT datoteci i one predstavljaju trabekularnu kost. Drugi dio je kortikalna kost. Za izradu oba dijela koristi se Houdini, ali prvo je potrebno pripremiti podatke na temelju kojih će Houdini generirati potrebne mrežaste strukture i kortikalnu kost.

3.7.1. SEGMENTACIJA

U kontekstu izrade 3D modela kortikalne i trabekularne kosti, segmentacija služi za izolaciju područja interesa u CBCT snimci cijele čeljusti i izvoz podataka koji se unutar tog područja nalaze. Konačni ciljevi segmentacije za potrebe istraživanja su sljedeći:

- Izolirati kortikalnu kost putem segmentacije i spremiti odabranu strukturu kao niz binarnih slika na kojima će crna boja predstavljati prazan prostor, dok će bijela boja označavati prisutnost kortikalne kosti. Ovi crni i bijeli pikseli predstavljaju voksele volumena, ali nisu spremljeni u nekom od modernih oblika volumnih baza podataka poput VDB-a, već je riječ o klasičnom tomografskom zapisu gdje pojedine slike predstavljaju dvodimenzionalni presjek volumena. Rezolucija i dimenzija ovog zapisa jednaka je ulaznoj CBCT snimci, ali format zapisa je drugačiji. CBCT datoteka ima kompleksnu strukturu pohranjivanja podataka i sadrži dodatne podatke koji nisu potrebni za generiranje mrežastih struktura i kortikalne kosti, stoga se podaci pohranjuju kao niz slika u BMP formatu kako bi se pojednostavio postupak

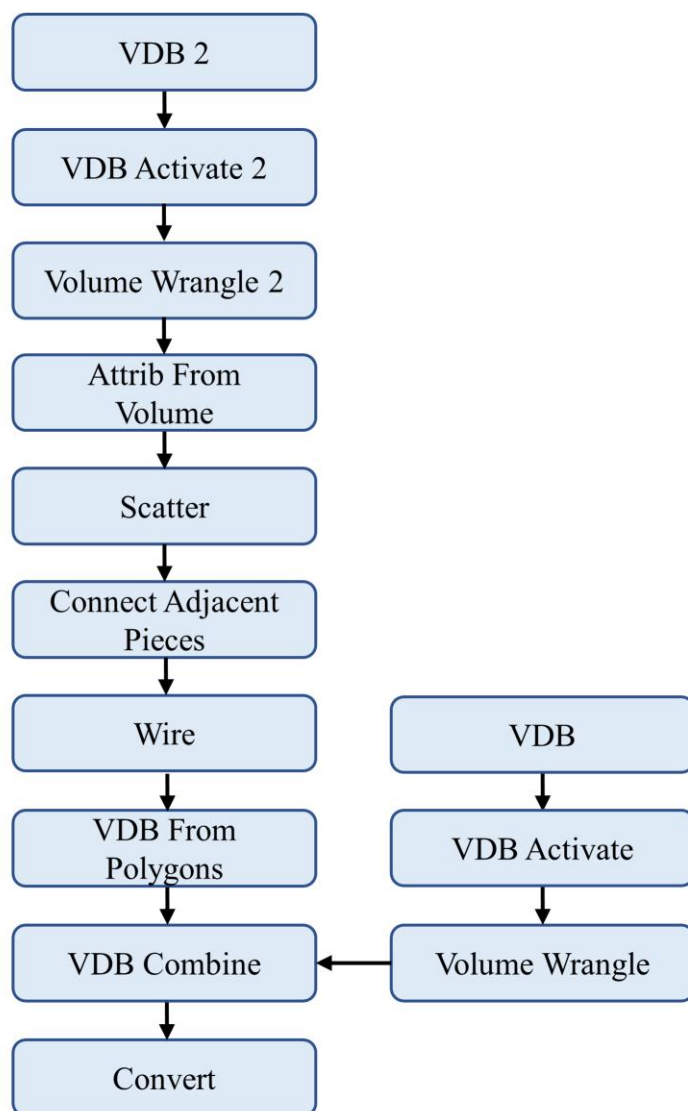
izrada modela, te bez korištenja ikakve kompresije da bi se izbjegao gubitak podataka.

- Izolirati trabekularnu kost i varijacije gustoće unutar trabekularne kosti. Segmentacija volumena rezultira time da su odabrani vokseli reprezentirani nekom oznakom. Svi vokseli unutar pojedine oznake predstavljaju zaseban set podataka čija se vrijednost smatra jednakom, npr. svi označeni vokseli imaju određenu gustoću ili pripadaju nekom rasponu gustoće. Ovo znači da unutar neke segmentacija ne mogu biti sadržani vokseli različitih vrijednosti - segmentacija je binaran podatak, voksel pripada ili ne pripada nekom segmentu. U slučaju trabekularne kosti segmentacija ne može istovremeno sadržavati oznaku područja unutar kojeg se nalazi trabekularna kost i varijacije u gustoći, što znači da izoliranje trabekularne kosti treba pristupiti na drugi način – ovo je ograničenje Amire zbog kojeg je izrada nehomogenih mrežastih struktura otežana. Kako bi se uklonilo ovo ograničenje, potrebno je generirati dva seta volumnih podataka. Prvi set sadržava originalne podatke nastale CBCT snimanjem, ali ga je potrebno spremići u obliku BMP slika koje predstavljaju pojedine slojeve, te su pikseli zapisani u 8-bitnom formatu kako bi sivi tonovi ostali zabilježeni. Opet se koristi BMP format jer je mnogo lakše i jednostavnije ostatak procesa odraditi pomoću takvog zapisa podataka. Drugi set podataka služi kao maska koja će definirati na kojem se dijelu volumena nalazi trabekularna kost. Ovaj set podataka nastaje klasičnom segmentacijom. Rezultat je binarni zapis kao i kod segmentacije kortikalne kosti.
- Konačna volumna datoteka trabekularne kosti dobije se procesiranjem dva spremljena seta podataka. Za ovo je napravljen Python program. Funkcija programa je jednostavna. Učitavaju se pojedini odgovarajući slojevi iz oba seta podataka. Na svim mjestima gdje maska sadrži piksel crne boje, pikseli na istim pozicijama seta sa gustoćom također se postavljaju u crnu boju. Na ovaj način stvorena je segmentacija koja ujedno sadrži samo trabekularnu kost, ali i varijacije gustoće. Procesirani slojevi spremaju se kao novi set BMP slika

Na kraju postoje dva seta podataka, kortikalni i trabekularni volumni podaci. Trabekularni će se iskoristi za stvaranja nehomogenih mrežastih struktura te će se spojiti sa kortikalnom setom i na taj način stvoriti konačni model. Ovaj posljednji korak odvija se u Houdiniju.

3.7.2. PROCEDURALNO GENERIRANJE MODELA

Izrada 3D modela temelji se na mreži operatora u Houdiniju. Većina operatora opisana je u ranijim poglavljima. Slika 26. prikazuje dijagram operatora koji se koriste za izradu modela.



Slika 26. Dijagram operatora i proces izrade modela

Mreža ima dva glavna dijela, svaki za jednu vrstu kosti. Kortikalnu kost može se napraviti na dva načina. Prvi je da se u Amiri oko segmentacije koritkalne kosti generira poligonalna geometrija koja se zatim izveze u .obj formatu i zatim se učita u Houdini. Problem ovog pristupa je što je potrebno povezati koritkalnu kost i mrežastu strukturu

trabekularne kosti. Ovaj postupak može se pouzdano izvesti samo ako se modeli povežu u volumnom obliku, što je obrazloženo u poglavlju 3.3.1. Model kortikalne kosti potrebno je zato pretvoriti u volumni oblik prije povezivanja. Drugi način je ranije opisan – izvoz segmentacije iz Amire i učitavanje u Houdini u volumni oblik. Oba su valjana, ali je drugi odabran jer se na taj način većina posla obavlja u jednom programu.

Izrada kortikalne kosti kreće sa **VDB1** operatorom koji predstavlja prazan volumni objekt bez podataka. Parametar *Voxel Size* kontrolira veličinu pojedinog vokselu i postavljen je na 0.4. Houdini ne koristi mjerne jedinice, što je posljedica njegove primjene u vizualnim efektima gdje njihova upotreba nije bitna ni potrebna. Interpretacija jedinica u potpunosti je ostavljena korisniku. U ovo slučaju jedna jedinica je milimetar. Veličina vokselu jednaka je onoj u korištenoj CBCT snimci i iznosi 0.4 mm. Sljedeći je **VDBActivate1** operator koji aktivira voksele ulaznog operatora za daljnje procesiranje. *Size* parametar kontrolira veličinu regije koju će volumen zauzeti. Broj vokselu određen je njihovom veličinom i veličinom volumena. Volumen je jednake veličine kao i dio CBCT snimke koji se obrađivao u Amiri, te iznosi 30x30x30 mm. Definirani radni volumen potrebno je napuniti podacima. **VolumeWrangle1** operator omogućava korištenje VEX programskog jezika za modificiranje vrijednosti pojedinog vokselu, odnosno služi za obradu volumnih podataka. Također se može iskoristiti za učitavanje podataka. VEX jezik vrlo je jednostavan. Slijedno učitava slike presjeka kortikalne kosti i prvi dio koda služi samo za programsko generiranje imena slikovnih datoteka koje se moraju dohvatiti. Posljednje dvije linije kopiraju vrijednost svakog pikselu i pozicioniraju je na odgovarajući voksel u volumenu.

```
int count = int (@P.z * 1000);
string num = sprintf ('%06d', count);
string folder = chs ('folder');
string file = chs ('file');
string path = folder + file + num + '.bmp';
vector color = colormap(path, v@P);
@density = color.x;
```

Kortikalna kost sada je učitana u obliku volumena. Trabekularna kost učitava je na jednaki način putem **VDB2**, **VDBActivate2** i **VolumeWrangle2** operatora. Razlika je što se volumni podaci koriste za određivanje prostorne gustoće točaka koje generira **Scatter** operator.

Kontrola gustoće nehomogene mrežaste strukture postiže se pomoću **Scatter** operatora, ali je prvo potrebno prirediti podatke iz **VolumeWrangle1** operatora na ispravan

način jer nisu kompatibilni sa ulaznim oblikom podataka koje **Scatter** operator zahtjeva. Za ovo se koristi **AttribFromVolume1** operator koji vrijednost gustoće svakog vokselu pretvara u vrijednost sivog tona putem funkcije mapiranja. Nakon toga koristi se **Scatter** operator kojem je potrebno uključiti opciju *Density Attribute* i vrijednost postaviti na *Cd*, što će operator uputiti da koristi podatke o sivom tonu kao osnovu za generiranje gustoće distribucije točaka.

Sljedeći koraci su uobičajeni. **ConnectAdjacentPieces**, **Wire** i **VDBFromPolygons** operatori povezuju susjedne točke, povezuju spone i cijelu strukturu pretvaraju su volumni oblik. Zatim slijedi **VDBCombine** operator koji ujedinjuje volumen kortikalne i trabekularne kosti, te **Convert** operator koji cijeli model pretvara u poligonalni oblik. Ovime je završen postupak izrade modela dijela čeljusti.

4. REZULTATI I RASPRAVA

4.1. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA I IZRADA DIGITALNOG MODELA MATERIJALA

Utvrđivanje mehaničkih svojstava korištenog materijala i razine njihove anizotropnosti polazišna je točka cijelog istraživanja. Idealan materijal imao bi u potpunosti izotropna mehanička svojstva što bi olakšalo proces izrade FGM temeljenog na gradijentu poroznosti, odnosno, nehomogenim mrežastim strukturama. Mehanički izotropan materijal omogućava izradu mrežastih struktura čiji je oblik ujednačen kroz cijeli volumen objekta, potrebno je samo prostorno mijenjati gustoću točaka (odnosno, veličinu pora) kako bi se pratila promjena gustoće trabekularne kosti.

Princip rada LCD SLA tehnologije 3D tiska istovjetan je ostalim tehnologijama 3D tiska – objekti se grade sloj po sloj. Čvrstoća pojedinog sloja uvijek je veća nego čvrstoća vezanja između slojeva, što dovodi do različitih mehaničkih svojstava ovisno o smjeru opterećenja. Razina anizotropnosti ovisi o korištenoj tehnologiji 3D tiska, mogućnostima 3D printera, postavkama procesa izrade, korištenom materijalu i doradnim procesima.

Napravljeno je mehaničko testiranje epruveta fotopolimernog materijala pomoću savijanja u tri točke na univerzalnoj kidalici. Opterećenje prilikom testiranja obavljeno je na epruvetama sa tri različite prostorne orijentacije slojeva čime je omogućeno utvrđivanje anizotropnosti mehaničkih svojstava. Slika 27. - Slike 29. prikazuju rezultate testiranja. Svaka grupa sastoji se od pet epruveta.

Rezultati pokazuju značajna odstupanja u maksimalnom opterećenju i defleksiji između različitih orijentacija epruveta i između pojedinih epruveta unutar grupe. Također je jasno kako tvrdnje proizvođača o mehaničkoj izotropnosti materijala nisu istinite. H i H90 orijentacija imaju donekle slična mehanička svojstva, ali V orijentacija pokazuje značajna odstupanja. Ovo je očekivano ponašanje pošto je kontaktna površina slojeva 12 puta veća kod H i H90 orijentacija naspram V orijentacije. Materijal uvijek popušta u najslabijoj točki, a veza između dva sloja slabija je od samog sloja. V orijentacija ima 8 puta veću površinu između fiksnih oslonaca univerzalne kidalice gdje se takve točke mogu pojaviti, te je opterećenje usmjereno paralelno sa spojevima slojeva što je najlošiji mogući scenarij.

Početna računalna simulacija koristila je mehanička svojstva materijala deklarirana od proizvođača i nije dala jednake rezultate kao stvarno testiranje, stoga je modul elastičnosti

iterativno mijenjan dok se rezultati simulacije nisu poklopili sa stvarnim mjerenjima. Rezultati su prikazani u Tablici 4. i na Slici 30.

Tablica 4. Deklarirane i modificirane vrijednosti modula elastičnosti.

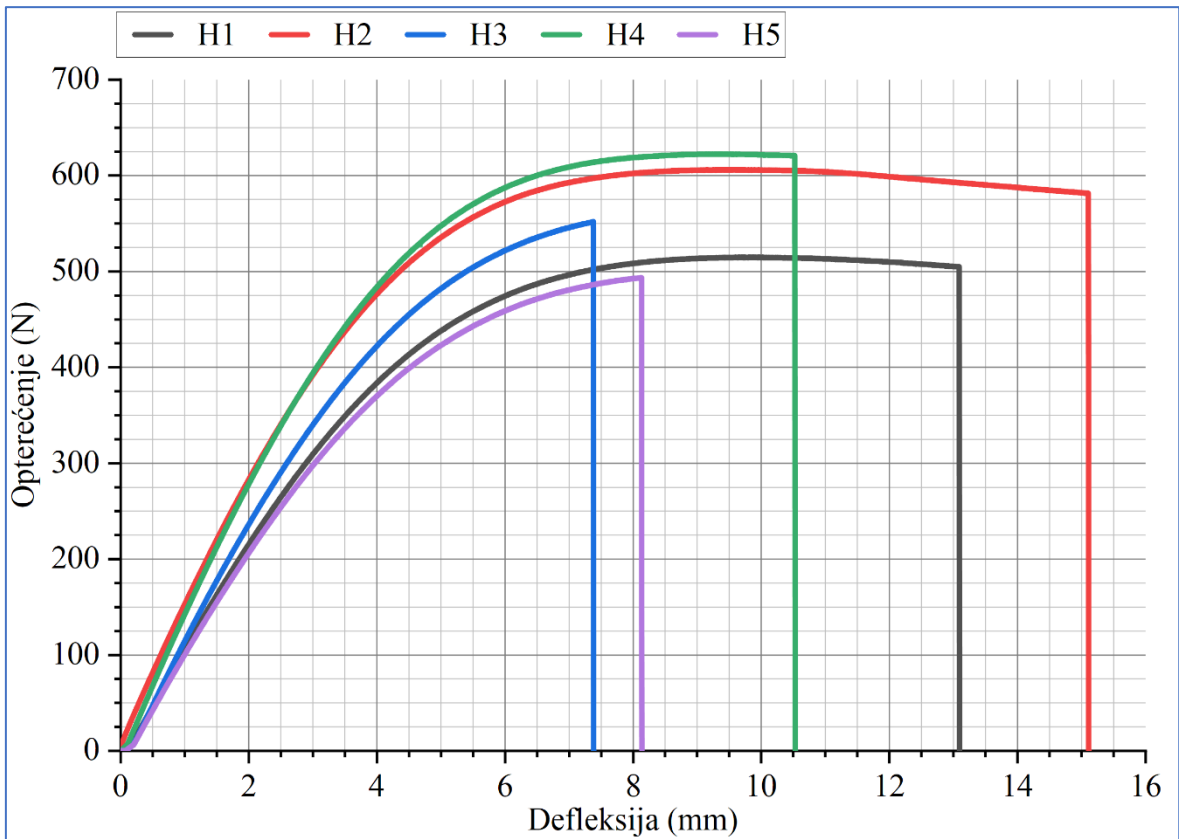
Modul elastičnosti		
Orijentacija uzorka	Vrijednosti proizvođača	Modificirane vrijednosti
H	2.8 GPa	1.7 GPa
H90	2.8 GPa	1.45 GPa
V	2.8 GPa	1.8 GPa

Sile koje se javljaju pri žvakanju ne prelaze 300N, stoga je taj raspon odabran kao realna reprezentacije onoga što se može susresti u stvarnosti. Usrednjene vrijednosti defleksije za sve tri orijentacije epruveta u rasponu od 0 do 300N prikazane su na Slici 31.

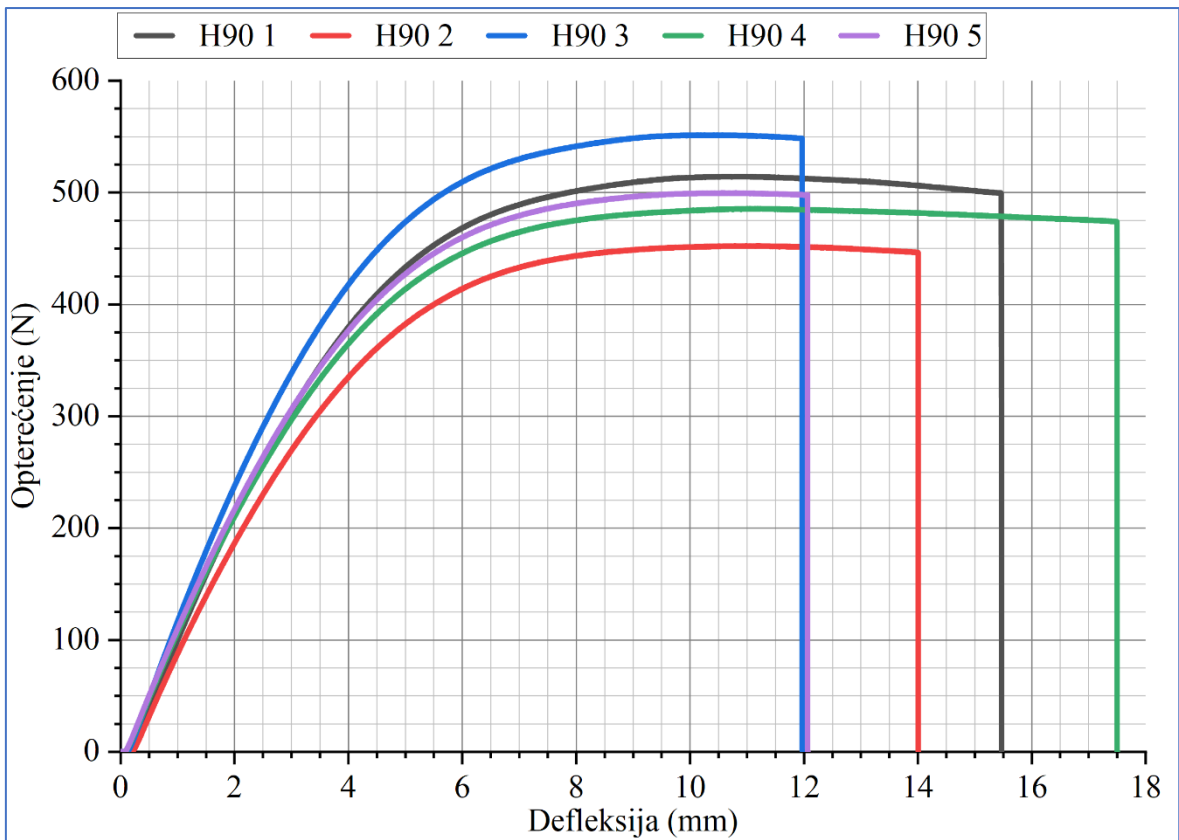
U ovom rasponu ponašanje materijala je relativno slično, posebice kod H i V orijentacije slojeva. H90 orijentacija pokazuje nešto izraženije odstupanje pri većem opterećenju.

Dobiveni podaci dovoljni su za izradu digitalnom modela materijala pri izradi FEA simulacije.

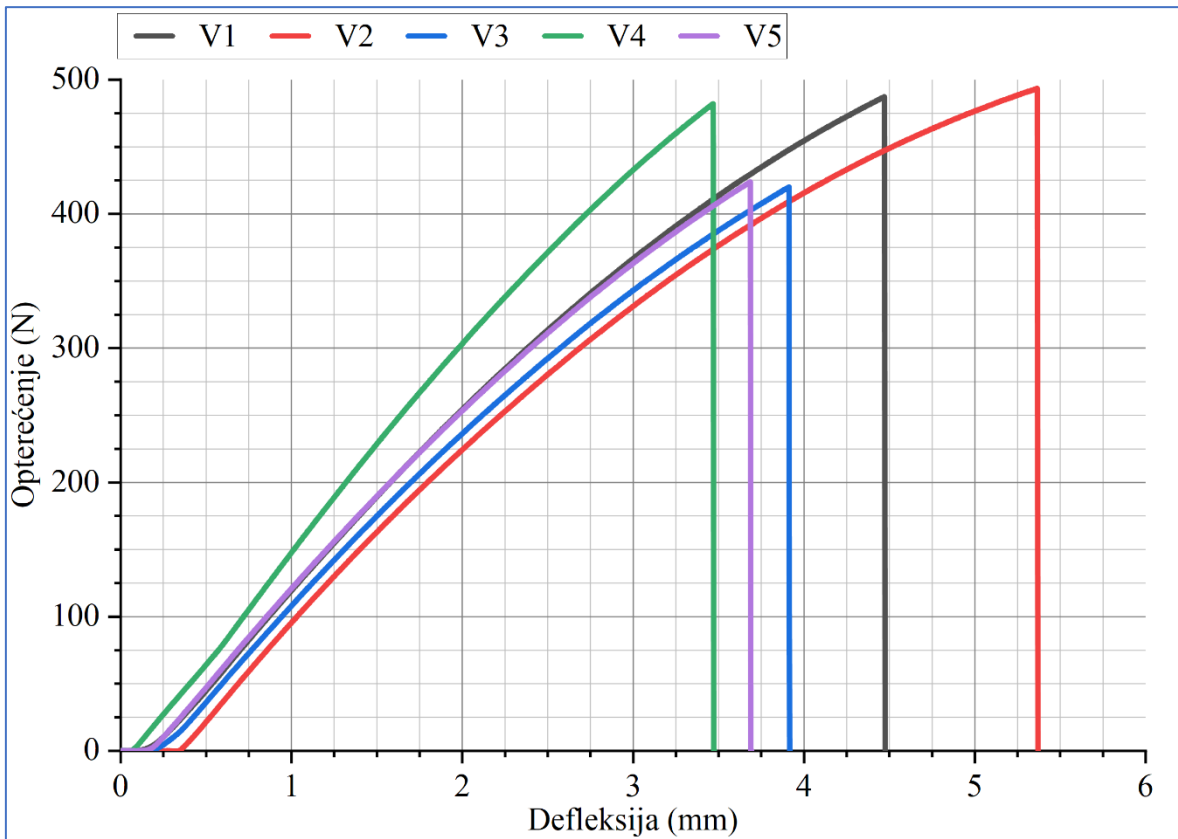
Epruvete za mehaničko testiranje napravljene su pomoću Formlabs Form 2 3D printera koji koristi laser za iscrtavanje slojeva, dok se svi ostali objekti u ovoj disertaciji izrađuju pomoću Anycubic Photon S uređaja koji se temelji na LCD SLA tehnologiji. Pretpostavka je da nema razlike u mehaničkim svojstvima između objekata izrađenih sa ove dvije SLA tehnologije pod uvjetom da se UV dozrijevanje adekvatno napravi. Objekti napravljeni bilo kojom vrstom SLA 3D tiska trebali bi u teoriji imati podjednaka mehanička svojstva jer sam proces 3D tiska služi samo za davanje oblika objektu, dok je naknadno UV dozrijevanje (potpomognuto i ubrzano toplinom) dio procesa koji daje konačna mehanička svojstva. Kako je ranije spomenuto, točna mehanička karakterizacija materijala nije ključna stavka ove disertacije, stoga eventualno odstupanje u mehaničkim svojstvima između dvije SLA tehnologije ne predstavlja problem. Naravno, točni podaci bitni su za eventualnu kasniju proizvodnju replika kosti koji će se koristiti u stvarnim medicinskim istraživanjima. Planirana buduća istraživanja eksperimentalno će utvrditi razlike između mehaničkih svojstava epruveta izrađenih različitim tehnologijama SLA 3D tiska.



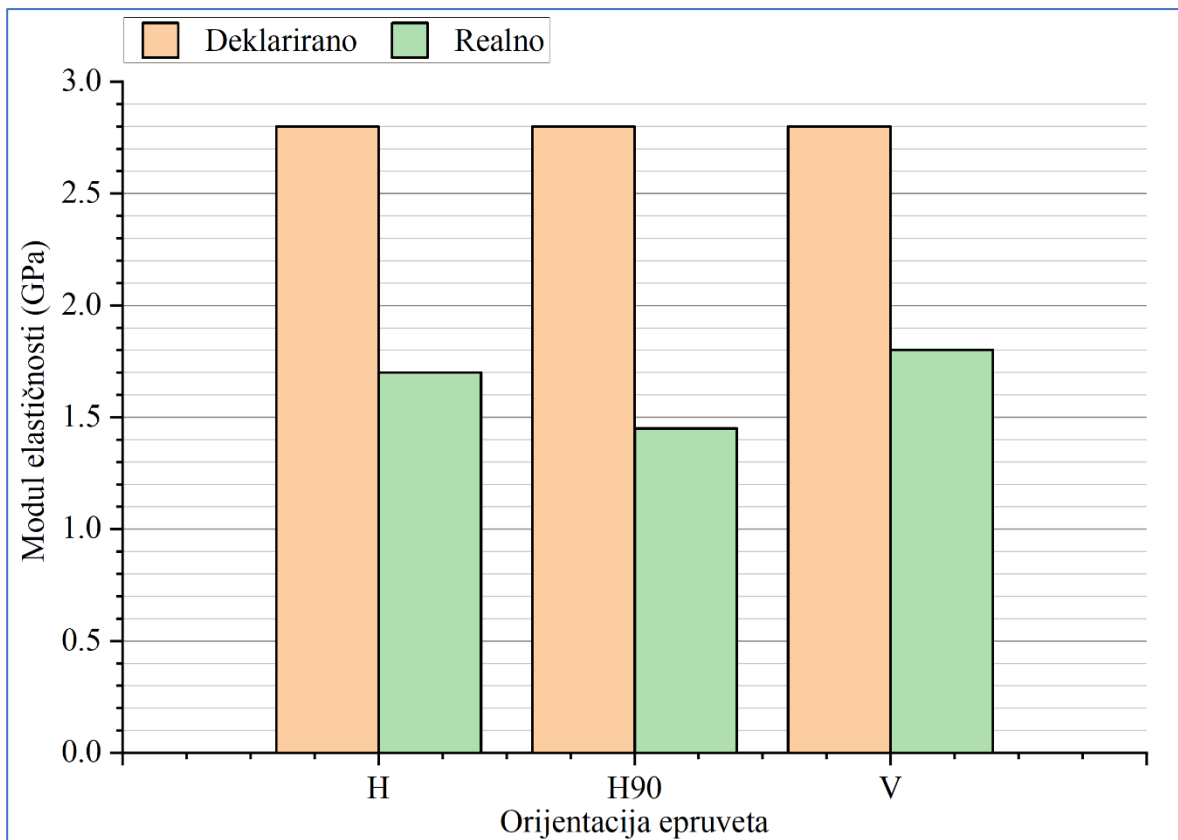
Slika 27. Defleksija H orijentiranih epruveta



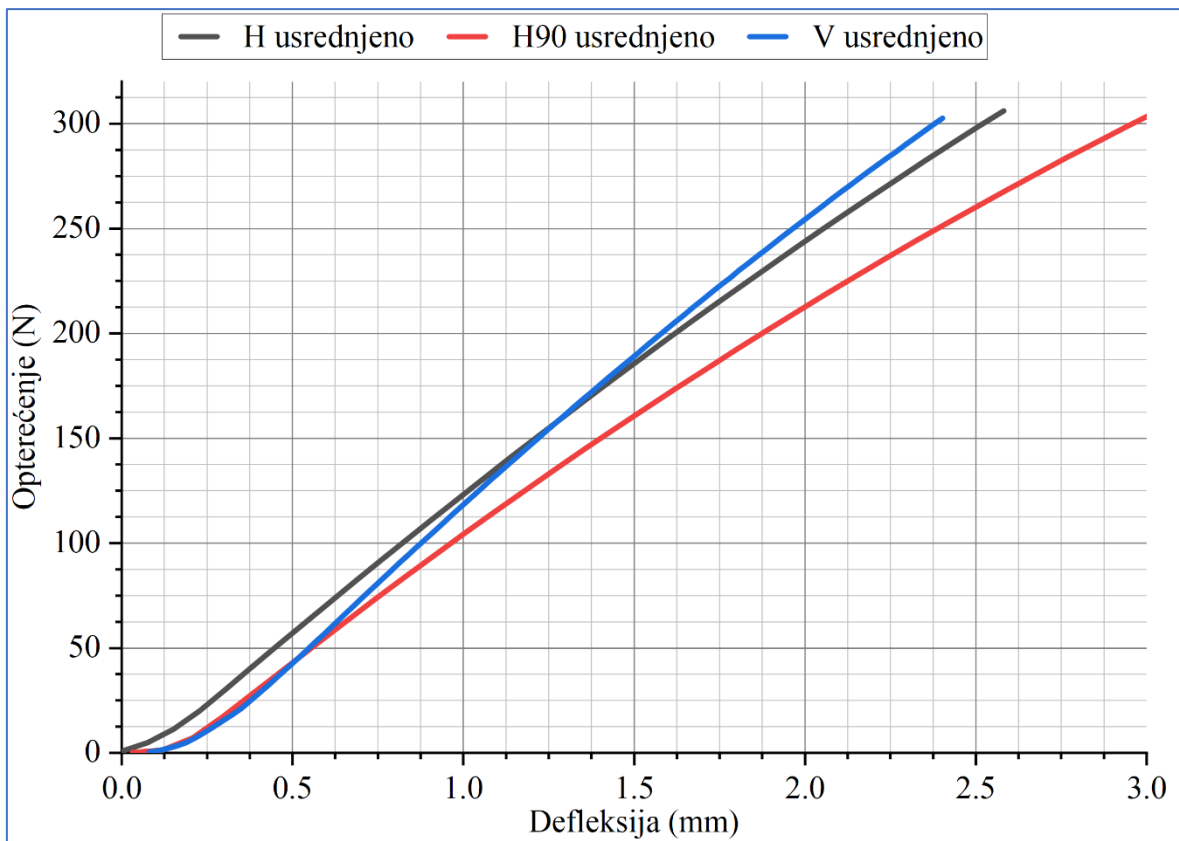
Slika 28. Defleksija H90 orijentiranih epruveta



Slika 29. Defleksija V orijentiranih epruveta



Slika 30. Deklarirani i realni moduli elastičnosti materijala

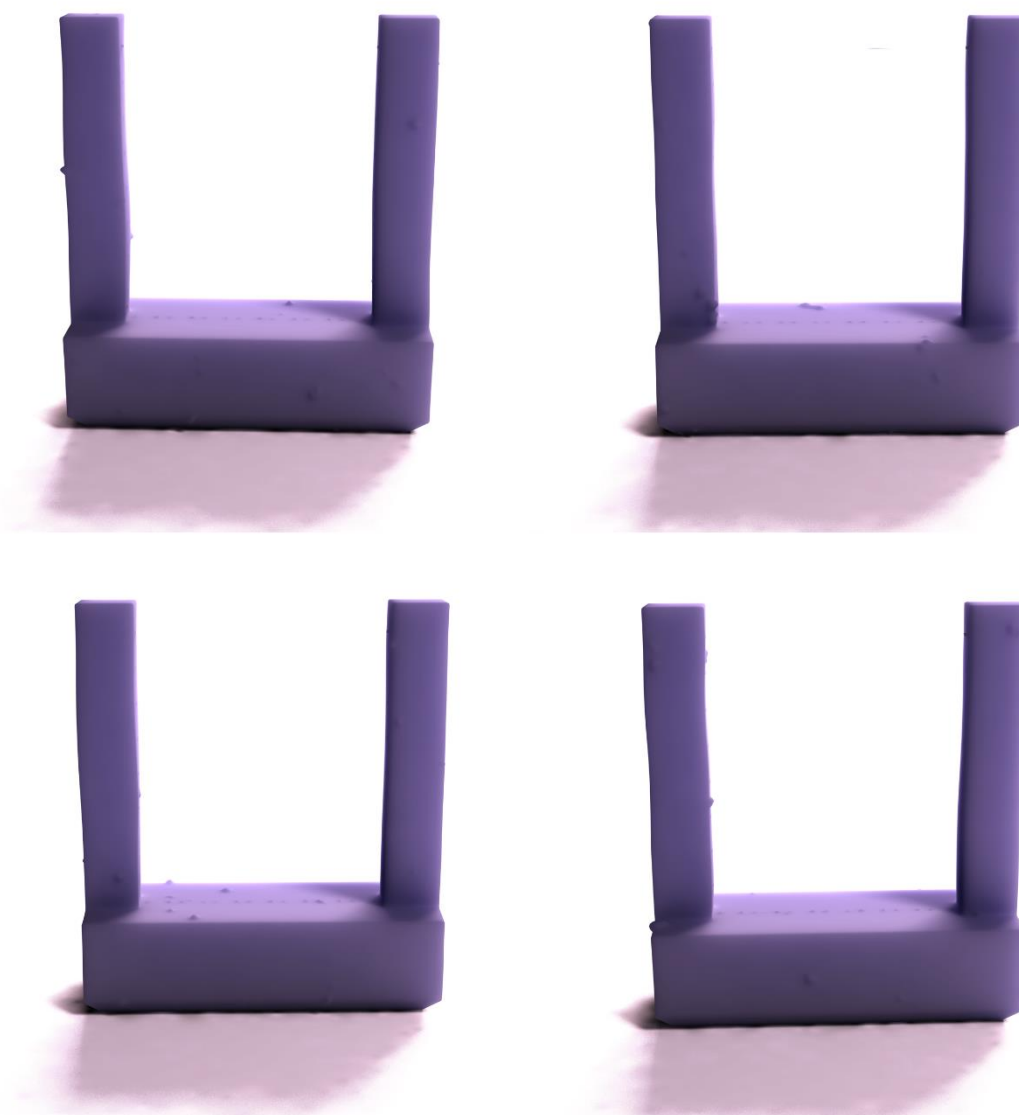


Slika 31. Usrednjene vrijednosti defleksije za sve tri orijentacije epruveta

4.2. ISPITIVANJE REZOLUCIJE 3D PRINTERA

U ovom poglavlju istražen je polazni parametar koji određuje daljnje faze izrade mrežastih struktura, a to je minimalna debljina spona koja se može koristiti. Izrađene su varijacije modela sa različitim debljinama spona. U Tablici 5. i na Slici 32. - Slike 36. prikazani su rezultati.

Objekti sa sponama debljine 0.3, 0.25 i 0.2 mm izrađeni su uspješno i bez grešaka. Objekti sa sponama debljine 0.15 mm sadrže nekoliko spona koje nisu uspješno izrađene, dok kod objekta sa debljinom spona od 0.1 mm niti jedna spona nije uspješno izrađena. Na temelju ovih rezultata debljina spona od 0.2 mm odabrana je za korištenje u nastavku rada.



Slika 32. Modeli debljine spona 0.1 mm

Rezultati su u skladu sa očekivanjima. Korišteni 3D printer ima veličinu piksela od 47 μm koji su razmješteni u 2D matricu što uzrokuje stepenasti prijelaz između slojeva. Kod debljih ili potpuno vertikalnih spona ovo ne predstavlja problem, ali kod tankih spona koje su orijentirane pod bilo kakvim drugim kutom ovo rezultira jako malom kontaktnom površinom između slojeva. Dovoljno tanke spona počinju pucati uslijed sile odvajanja. Ovo je posebice izraženo kod spona sa većim omjerom dužine i debljine. Za vrijeme pisanja disertacije pojavila se nova verzija sklopovskog programa (eng. *firmware*) za korišteni 3D



Slika 33. Modeli debljine spona 0.15 mm

printer i ona dozvoljava pripremu modela sa ugađivanjem rubova (AA, eng. *antialiasing*). AA je tehnika koja se koristi u rasterizaciji grafike i generalnom prikazu na digitalnim zaslonima. Oblici oštih rubova imaju vidljiva nazubljenja kada se prikazuju na digitalnom

zaslonu niske rezolucije. AA omekšava i uglađuje oštri prijelaz djelomičnim osvjetljavanjem i potamnivanjem susjednih piksela oštrog prijelaza i na taj način povećava kvalitetu prikaza. AA u 3D tisku ima istu zadaću - smanjiti nazubljenost između slojeva i između piksela pojedinog sloja.. Neposredan efekt je da se mogu raditi tanje spona jer se može djelomično povećati kontaktna površina između pojedinih slojeva tankih spona u veličini manjoj od jednog piksela.



Slika 34. Modeli debljine spona 0.2 mm

Pretpostavka je kako bi se uz dodatno podešavanje parametara procesa 3D tiska i korištenjem AA mogla izraditi mreža debljine spona 0.15 mm. Ovo bi predstavljalo značajan skok u rezoluciji jer bi volumna rezolucija mrežastih struktura time porasla za 137%, što je

značajno i dobrodošlo povećanje odnosa promjera implantata i veličine pora mrežaste strukture. Ovo je predmet daljnjeg istraživanja.

Odstupanje definirane debljine spona od ostvarene također je bitan podatak kada se izrađuju ovako tanke strukture. Slojevi modela nastaju tako da svjetlost prolazi kroz masku sačinjenu od piksela koji propuštaju svjetlost, dok su ostali zatamnjeni. Svjetlost osvjetljava određeni dio fotopolimera, dolazi do kemijske reakcije i fotopolimer prelazi iz tekućeg u kruto stanje. U idealnom slučaju ne bi postojali razmaci između piksela LCD matrice, te bi



Slika 35. Modeli debljine spona 0.25 mm

bili u direktnom kontaktu sa fotopolimerom, snop svjetlosti bio bi potpuno paralelan i fotopolimer bi reagirao točno tamo gdje ga se osvjetli. U realnom svijetu ovi faktori odstupaju od idealnih. Pikseli ne zauzimaju 100% površine LCD matrice, već imaju

međusobni razmak koji vizualno tvori mrežu horizontalnih i vertikalnih linija. Ovo je vidljivo kod starijih LCD matrica niže rezolucije i naziva se efekt mrežastih vrata (eng. *screen door effect*). Odnos površine piksela i ukupne površine LCD matrice naziva se faktor ispunje (eng. *fill factor*). Nadalje, izvor svjetla su LED emiteri čija je površina mnogo veća od površine pojedinog piksela, što znači da snop ne može biti paralelan, čak niti uz savršenu optiku. Ovo dovodi do horizontalnog mehaničkog prirasta voksela ukoliko fotopolimer nije



Slika 36. Modeli debljine spona 0.3 mm

u direktnom kontaktu sa LCD matricom, pošto u tom slučaju svjetlost ima prostora proširiti se. Naravno, LCD matrica mora biti zaštićena staklom ili plastikom određene debljine kako se ne bi oštetila, što znači da projekcija piksela gubi oblik u nekoj mjeri. Na kraju, čak kada bi projekcija piksela bila savršena, fotopolimer ne reagira isključivo na onom mjestu gdje je

osvjetljen. Korišten fotopolimer iskazuje izraženo podpovršinsko raspršenje svjetla, što znači da će se oblik projekcije izmijeniti i povećati. Sve navedeno doprinosit horizontalnom mehaničkom prirastu pojedinog voksel.

Tablica 5. Rezultati izrade modela

Debljina spona	0.1 mm	0.15 mm	0.2 mm	0.25 mm	0.3 mm
Model uspješno napravljen	ne	da	da	da	da
	ne	da	da	da	da
	ne	ne	da	da	da
	ne	ne	da	da	da

Dodatni faktor koji utječe na debljinu izrađenih spona je vrijeme ekspozicije pojedinog sloja. Kraće vrijeme ekspozicije znači manju količinu energije koja pokreće fotolimerizaciju i ona će biti više lokalizirana na osvjetljeno područje. Ovo rezultira tanjim sponama i boljim dimenzionalnog tolerancijama pošto je oblik voksel bliži obliku projekcije piksela. Ukoliko vrijeme ekspozicije postane prekratko doći će do nepotpunog spajanja trenutnog sloja sa prijašnjim jer fotopolimer neće vertikalno dovoljno duboko polimerizirati i povezati se sa prijašnjim slojem. U tom trenutku 3D print je propao i doći će do nakupljanja polimeriziranog materijala na dnu posude. Ukoliko je podeksponiranje dovoljno jako neće se izraditi niti prvi sloj objekta, a ako je manje doći će do trganja objekta tokom procesa 3D printa. Također postoji mogućnost da se objekt u potpunosti izradi, ali zatim dođe do njegovog trganja uslijed skidanja sa platforme. Duže vrijeme ekspozicije dovodi po debljih spona jer se veličina voksel povećava uslijed veće količine energije dostupne za fotopolimerizaciju. Materijal oko pojedinog voksel počinje polimerizirati zbog podpovršinskog raspršenja svjetlosti i kumulativni rezultat je deblja spona, te lošije dimenzionalne tolerancije. Dodatni problem koji se može javiti je pojačano lijepljenje polimeriziranog sloja za dno posude, što može dovesti do odvajanja modela od platforme tokom procesa 3D printa. Određivanje optimalnog vremena ekspozicije dugotrajan je postupak i mora se ponoviti za svaki različiti materijal koji se koristiti. Ovo je jedna od prednosti korištenja zatvorenog sustava kao što je Formlabs – svaka kombinacija njihovih 3D printera i materijala testirana je i optimizirana, te su ti profili spremljeni u računalni program Preform za pripremu modela. Kod korištenja 3D printera poput Anycubic Photon S od korisnika se očekuje određena količina eksperimentiranja kako bi se odredilo optimalno vrijeme ekspozicije ili da nađe postavke drugih korisnika uređaja preko Interneta. Pri izradi

modela u ovom poglavlju korišteno je vrijeme ekspozicije od 4 sekunde što je preporučena vrijednost za ovu kombinaciju 3D printera i materijala. Odstupanje debljine utvrđeno je mjerenjem debljine spona izrađenih objekata sa pomičnom mjerkom. Svaki uzorak mjeren je na 5 mjesta. Srednja vrijednost izmjerene debljina za 0.2 mm spona je 0.23 mm, za 0.25 mm spona 0.29 mm i za 0.3 mm spona 0.33 mm. Odstupanje od definirane debljine je +0.033 mm za sve tri debljine spona i slično je u sva tri slučaja. Ovo je očekivano pošto je mehanički prirast rubnih voksela jedini koji utječe na dimenzionalno odstupanje, barem u slučaju ovako tankih struktura.

Postignuti rezultati istraživanja rezolucije 3D printera pozitivno iznenađuju ako se uzme u obzir da je cijena korištenog uređaja u trenutku pisanja rada 2,395 kn na hrvatskom tržištu, dok već postoje novije verzije LCD SLA 3D printera drugih proizvođača sa još nižom cijenom i zadovoljavajućim karakteristikama.

Jedna od zanimljivosti koja se pojavila u početnoj fazi testiranja ukazuje na važnost osiguravanja optimalnih uvjeta 3D tiska. Na prvim probnim modelima primijećeno je postupno povećanje debljine spona od dna mreže prema vrhu. Razlog ovome je povećanje temperature polimera za vrijeme 3D tiska. Modeli su rađeni u hladnoj prostoriji temperature između 12 i 14 °C, te je početna temperatura 3D printera i ulivenog fotopolimera bila identična. Temperatura tokom 3D tiska raste zbog jakog UV osvjetljenja LED emitera, oslobađanja topline uslijed fotopolimerizacije i rada elektroničkih komponenti uređaja. Ova početna temperatura nije idealna za SLA 3D tisak, stoga profesionalni SLA 3D printeri koriste različite metode predgrijavanja fotopolimera. U slučaju Formlabs Form 3 uređaja ta temperatura iznosi 33 °C. Razlog je dvojak. Polimer ima nižu viskoznost na višoj temperaturi što pogoduje procesu 3D printa - model se lakše odvaja od dna posude i brže se formira novi sloj tekućeg fotopolimera. Drugi razlog je što temperatura utječe na mehanički prirast voksela. Porastom temperature dolazi do povećanja reaktivnosti polimera i fotoinicijatora. Uslijed veće reaktivnosti dolazi do povećanja horizontalnih dimenzija voksela, što u slučaju izrađenih modela rezultira debljim sponama. Razlog zašto su spona deblje prema vrhu modela je taj što se model vertikalno naopako izrađuje za vrijeme 3D printa - prvo se izrađuje baza, zatim mreža. Izrada modela kreće sa hladnim fotopolimerom i spona su tanje, a završava sa zagrijanim i spona su deblje.

Konačni modeli rađeni su u mnogo toplijem okruženju gdje se temperatura kretala između 26 i 28 °C, te su spona jednake debljine po cijeloj visini modela.

Rezultat ovog dijela istraživanja je osnovni parametar na temelju kojeg se izrađuju mrežaste strukture u daljnjim koracima istraživanja. Debljina spona koja će se koristiti kao parametar u proceduralnom modeliranju mrežastih struktura je 0.2 mm. Iako je istraživanje pokazalo kako postoji mali porast debljine uslijed procesa 3D printa, vrlo je izvjesno kako je moguće postići realnu debljinu spona od 0.2 mm korištenjem AA i smanjenim vremenom ekspozicije.

4.3. IZRADA PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA

4.3.1. OPTIMALNI BROJ SPONA

Optimalni broj spona utvrđuje se izradom seta 3D modela sa različitim brojem spona po pojedinoj točki. Modeli sadrže 3 do 12 spona po točki. Svaki set modela izrađen je sa razinama ispune od 80, 85, 90 i 95%. Optimalni broj spona je onaj koji osigurava najhomogeniju distribuciju poroznosti pri višim razinama ispune.

Analiza homogenosti provodi se pomoću Python računalnog programa napravljenog za ovo istraživanje. Obzirom na veliku količinu podataka, rezultati su organizirani tako da su za svaki pojedini broj spona po točki prikazane četiri pripadajuće razine ispune. Na slikama pojedinih razina ispune nalaze se 3D modeli generiranih mrežastih struktura, manji dio istog modela radi boljeg uvida u strukturu i četiri presjeka korištena u slikovnoj analizi. Ispod svake grupe slika za svaki pojedini broj spona po točki prikazani su rezultati analize – odstupanje razine ispune podslika, razina ispune za svaki presjek modela, te vrijednosti razine ispune za sve presjeke u grupi. Rezultati su prikazani na Slici 37. - Slike 96. i Tablici 7. - Tablice 16.

Rezultati pokazuju velike razlike u homogenosti poroznosti između različitih brojeva spona po točki. Sve konfiguracije modela pokazuju neprihvatljivu količinu nakupina materijala pri razinama ispune od 90 i 95%, što znači da je maksimum korisnog raspona razine ispune 85%. U slučajevima razine ispune od 80 i 85% jedine prihvatljive konfiguracije su one sa 7, 8, 9, i 10 spona po točki. Prema konačnim rezultatima slikovne analize najbolju homogenost ima konfiguracija sa 10 spona po točki. Poredak po kvaliteti homogenosti razine ispune prikazan je u Tablici 6. Kvaliteta je određena prema sumi kvadrata reziduala.

Izrada mrežastih struktura visoke razine ispune problematična je zbog nepravilnog oblika strukture i uvjeta da su sve pore povezane kako bi se zaostali tekući fotopolimer mogao isprati nakon izrade. Kod pravilnih struktura lako je moguće napraviti iznimno rijetke i guste mreže, ali za potrebe ovoga rada nasumična prostorna distribucija pora je ključna kako bi se pravilno simulirala trabekularna kost. Jedno rješenje bila bi izrada obrnutih mrežastih struktura gdje generirane strukture predstavljaju kanale u punom materijalu. Mrežaste strukture mogu se napraviti sa proizvoljno niskom ispunom. **VDBCCombine** operator nudi mogućnost oduzimanja jednog skupa voksela od drugog. Ovime se može postići mrežasta struktura gdje su pore ispunjene materijalom, dok su spona šupljine. Razina

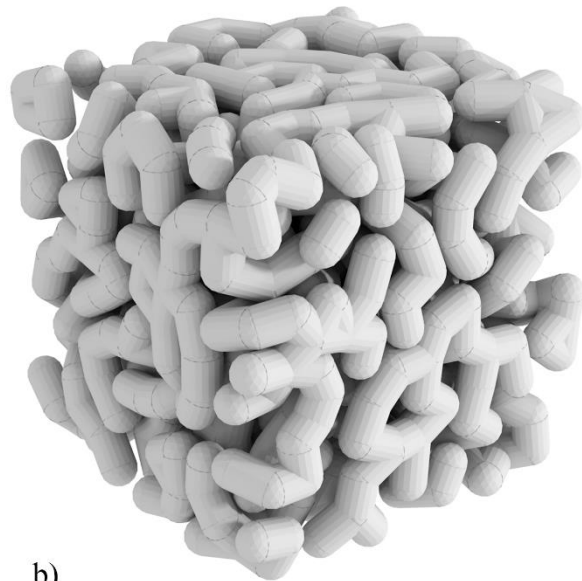
ispune u tom slučaju može biti iznimno visoka. Ovaj tip strukture zadovoljava uvjet da su sve šupljine međusobno povezane. Postoje dva potencijalna problema. Prvi je ispiranje zaostalog tekućeg fotopolimera iz tako uskih kanala obzirom na njegovu visoku viskoznost. Drugi je povezivanje klasičnih mrežastih struktura sa ovom obrnutom verzijom, pošto s njom nije moguće postići nisku razinu ispune. Sučelje između dvije vrste struktura može se poklapati po razini ispune, ali sam prijelaz vjerojatno bi utjecao na mehanička svojstva pošto ne može biti kontinuiran kao sama mrežasta struktura. Ovo predstavlja zanimljivu problematiku i predmet je daljnjeg istraživanja.

Tablica 6. Poredak po kvaliteti homogenosti razine ispune prema sumi kvadrata reziduala

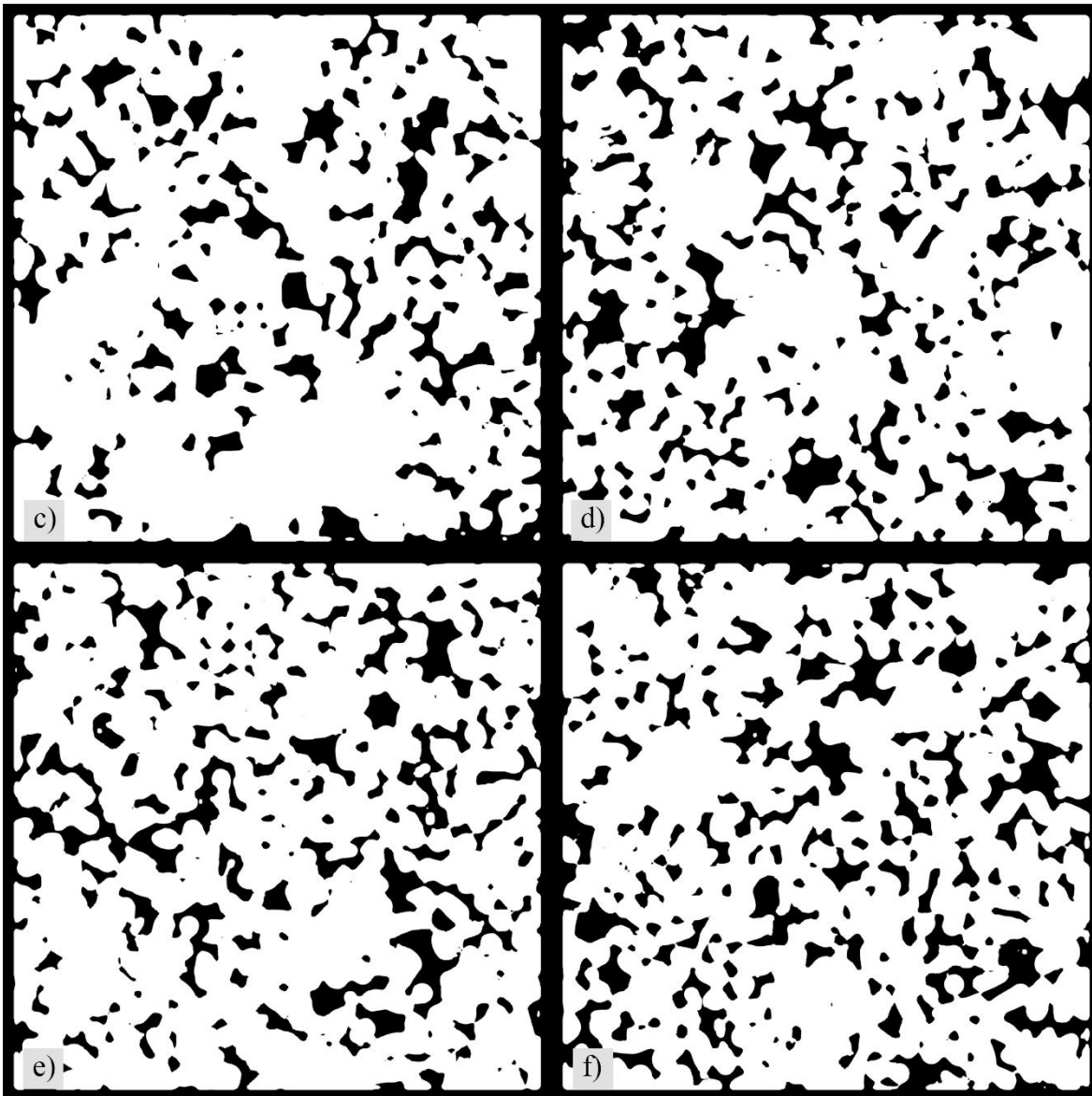
Poredak	Broj spona	RSS	80% ispune	85% ispune	90% ispune	95% ispune
1.	10	93.61	47.4494	46.1799	51.8081	47.6036
2.	9	98.32	47.5424	50.7583	55.5575	48.8539
3.	8	99.24	50.0681	49.1801	50.9394	49.4299
4.	7	108.54	47.9431	60.6030	51.6577	51.0024
5.	11	117.07	64.6294	52.4559	47.2788	49.4792
6.	4	117.88	53.2465	64.6475	72.4874	58.5711
7.	5	123.02	61.2234	61.8005	64.8243	54.8352
8.	6	127.82	55.8337	71.9964	61.5048	53.1700
9.	3	128.5	60.1178	68.3992	80.2333	61.5821
10.	12	200.65	102.4659	98.1941	93.6360	75.4287



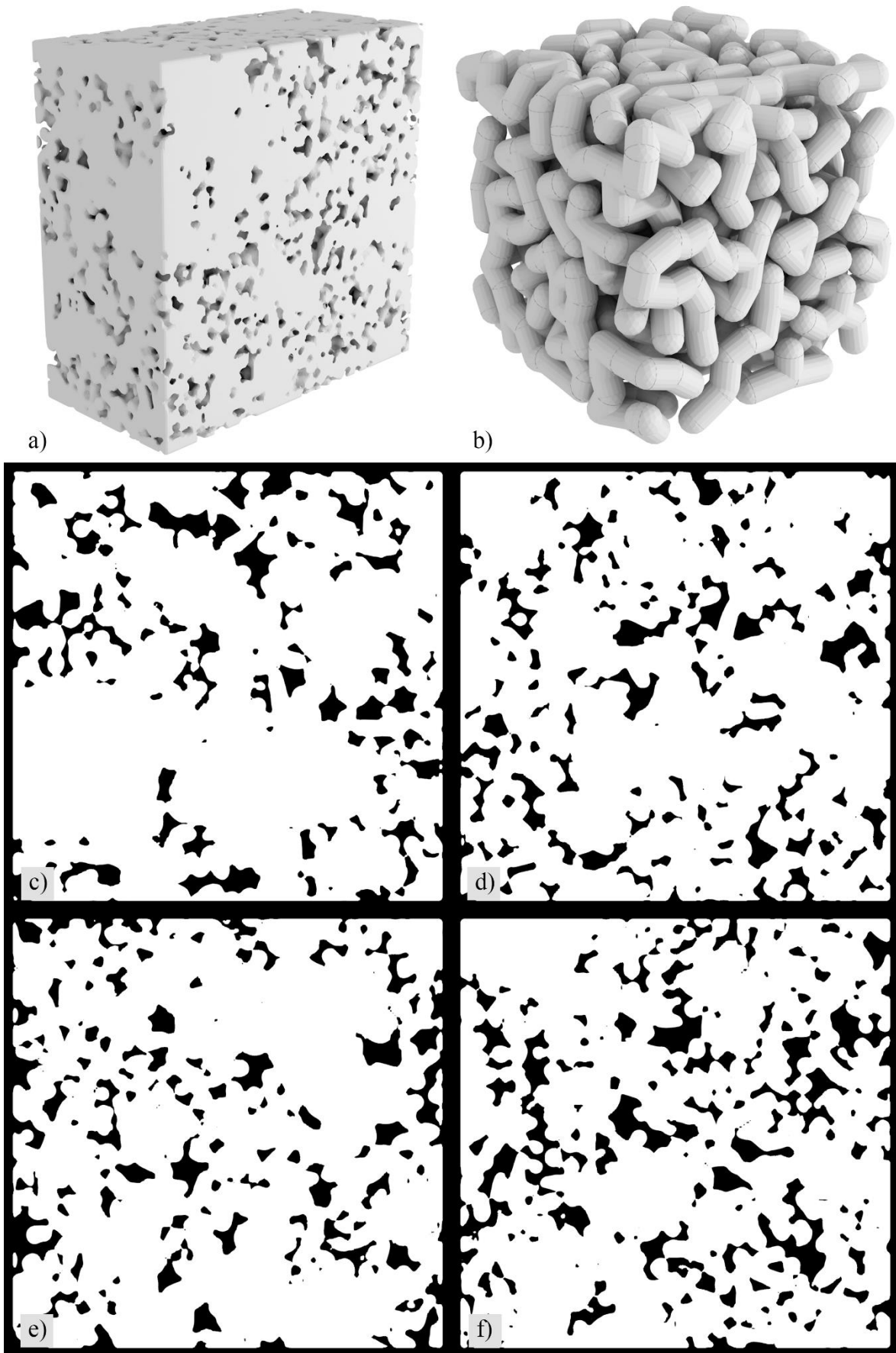
a)



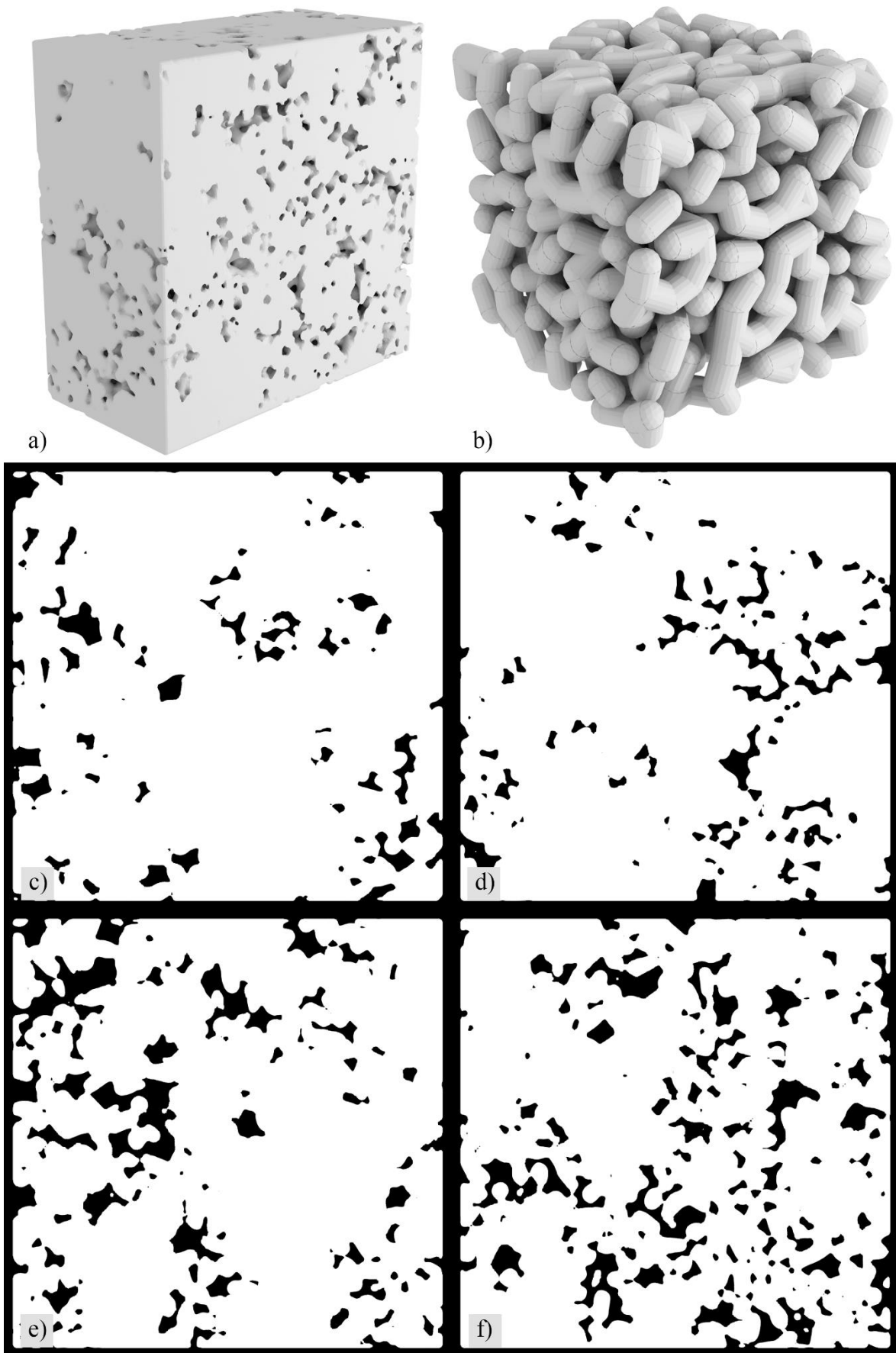
b)



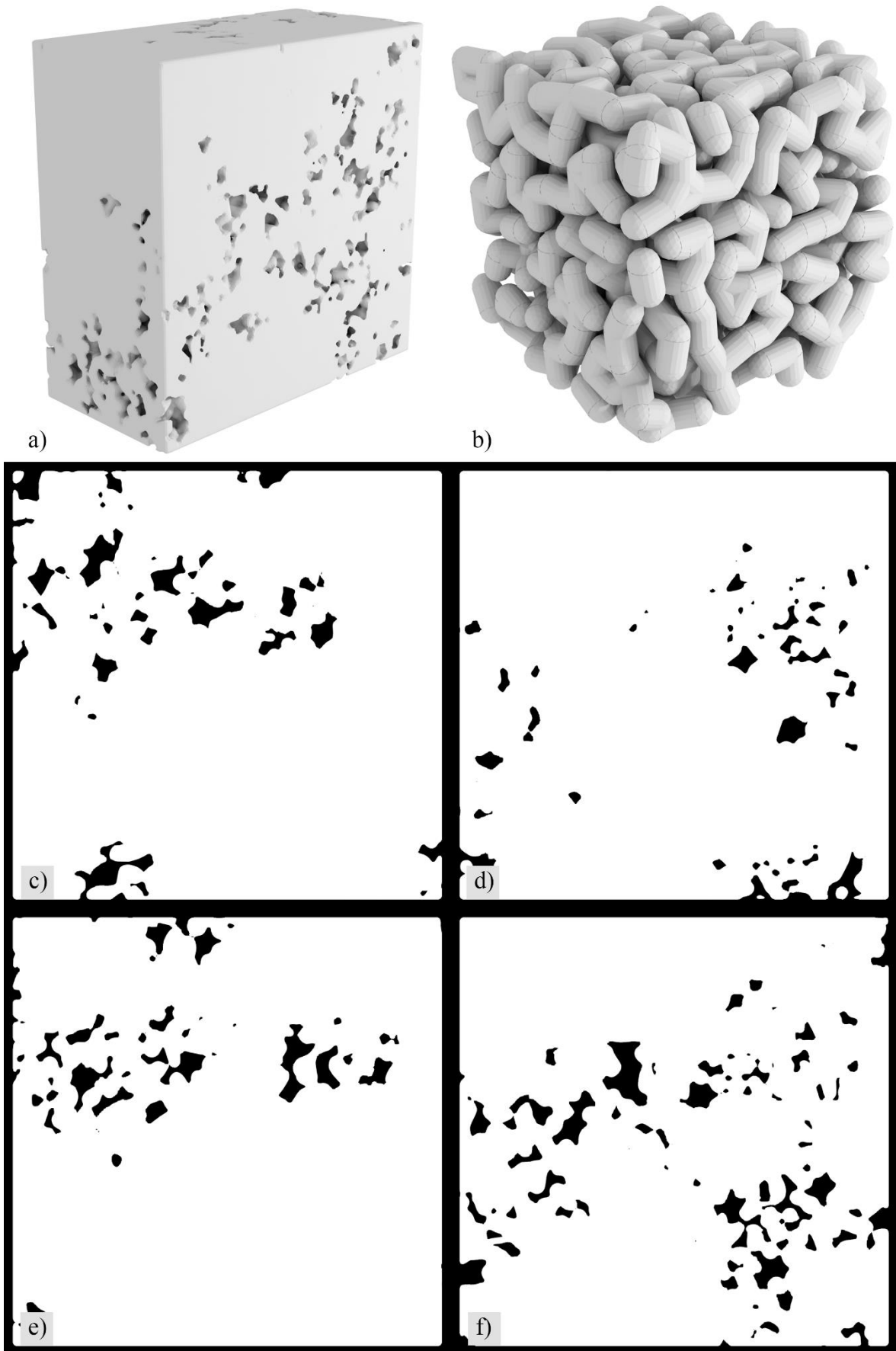
Slika 37. 3 spone, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



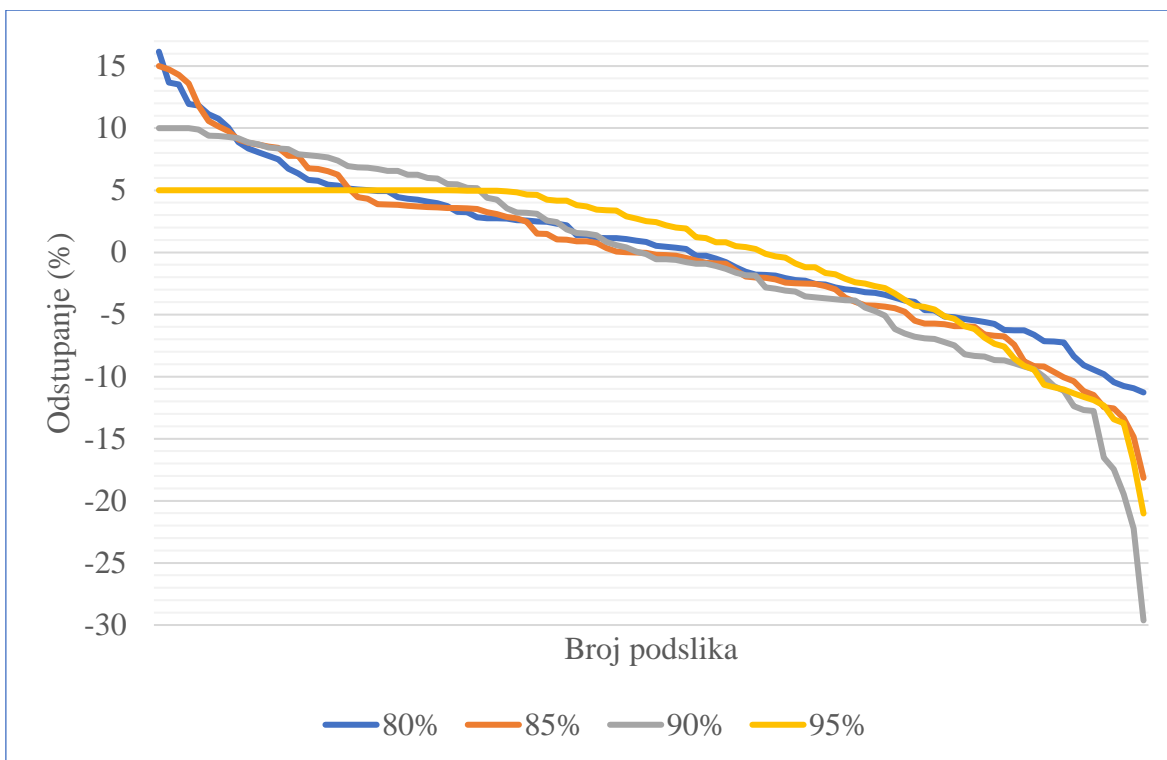
Slika 38. 3 spone, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



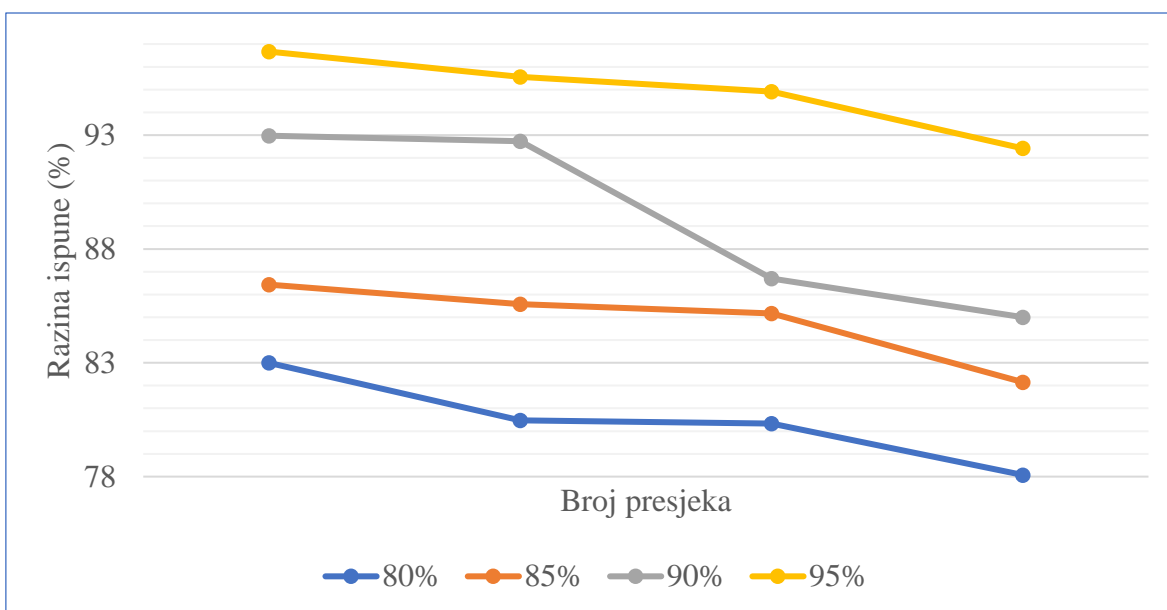
Slika 39. 3 spone, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 40. 3 spone, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



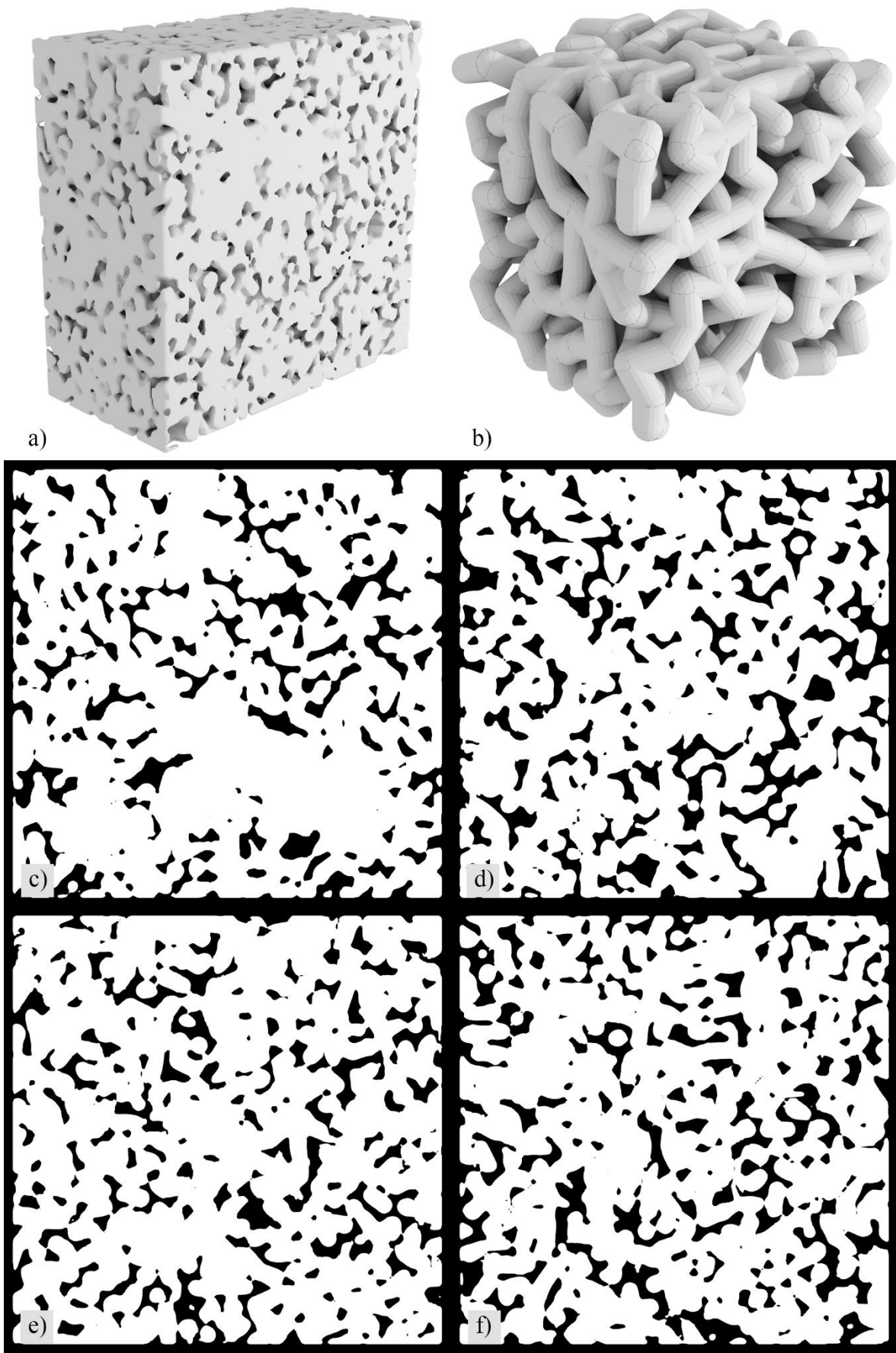
Slika 41. Odstupanje razine ispune podsluka za modele sa 3 spone



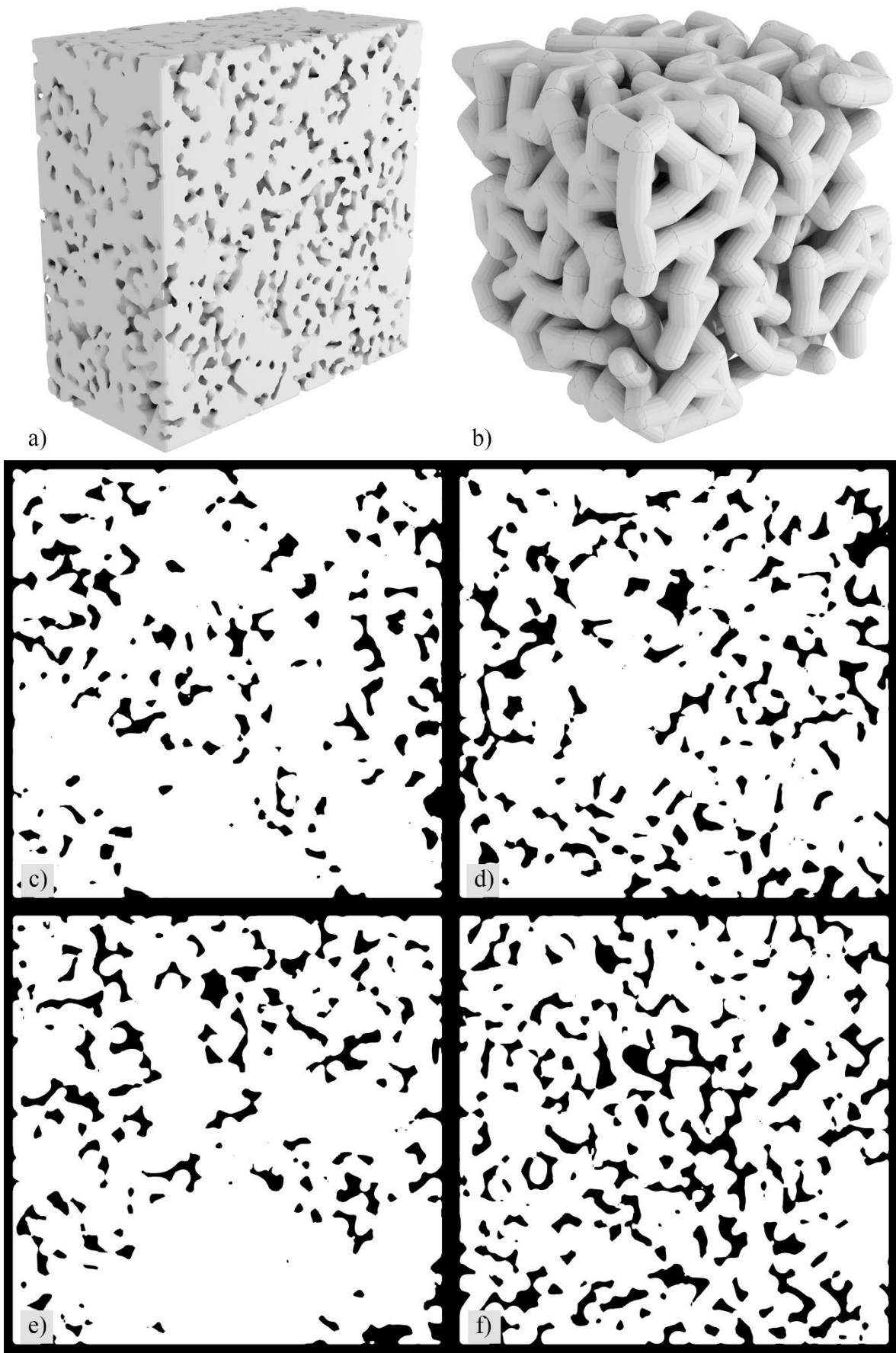
Slika 42. Razina ispune za presjeke modela sa 3 spone

Tablica 7. Razina ispune za presjeke modela sa 3 spone

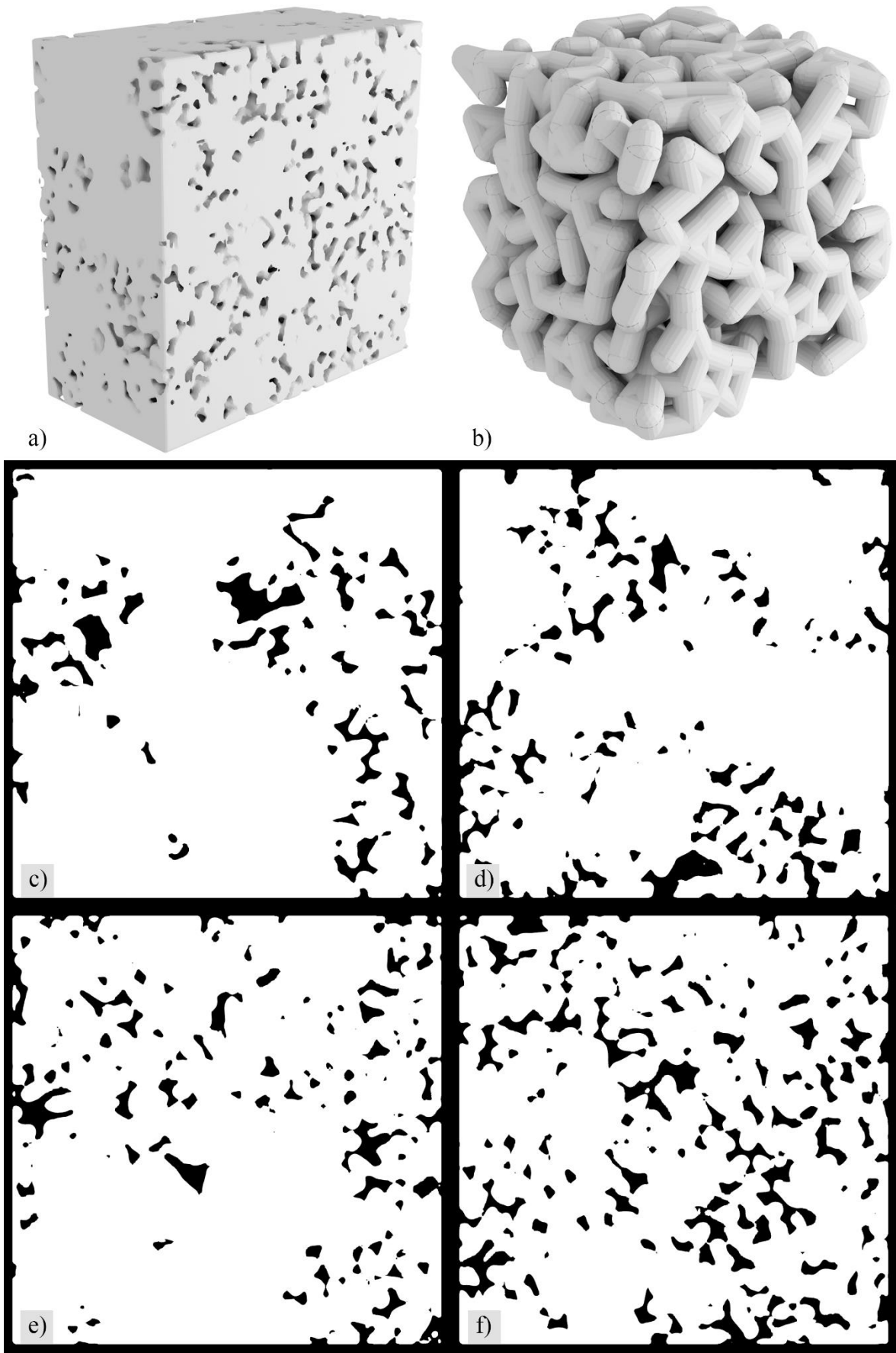
80%	85%	90%	95%
82.9967	86.4333	92.9736	96.6687
80.4712	85.5776	92.7371	95.5554
80.3290	85.1643	86.7061	94.9141
78.0714	82.1490	85.0028	92.4175



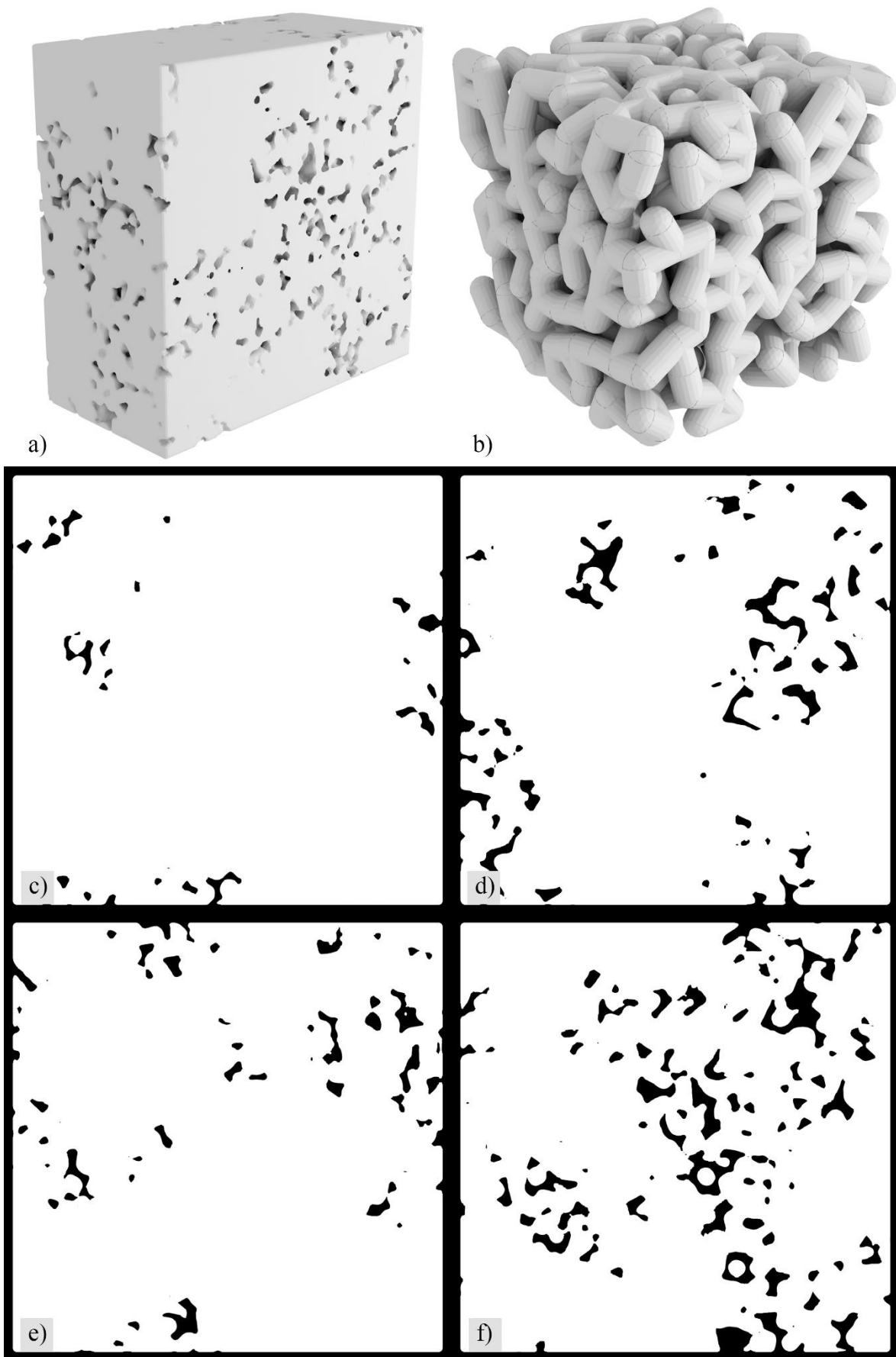
Slika 43. 4 spone, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



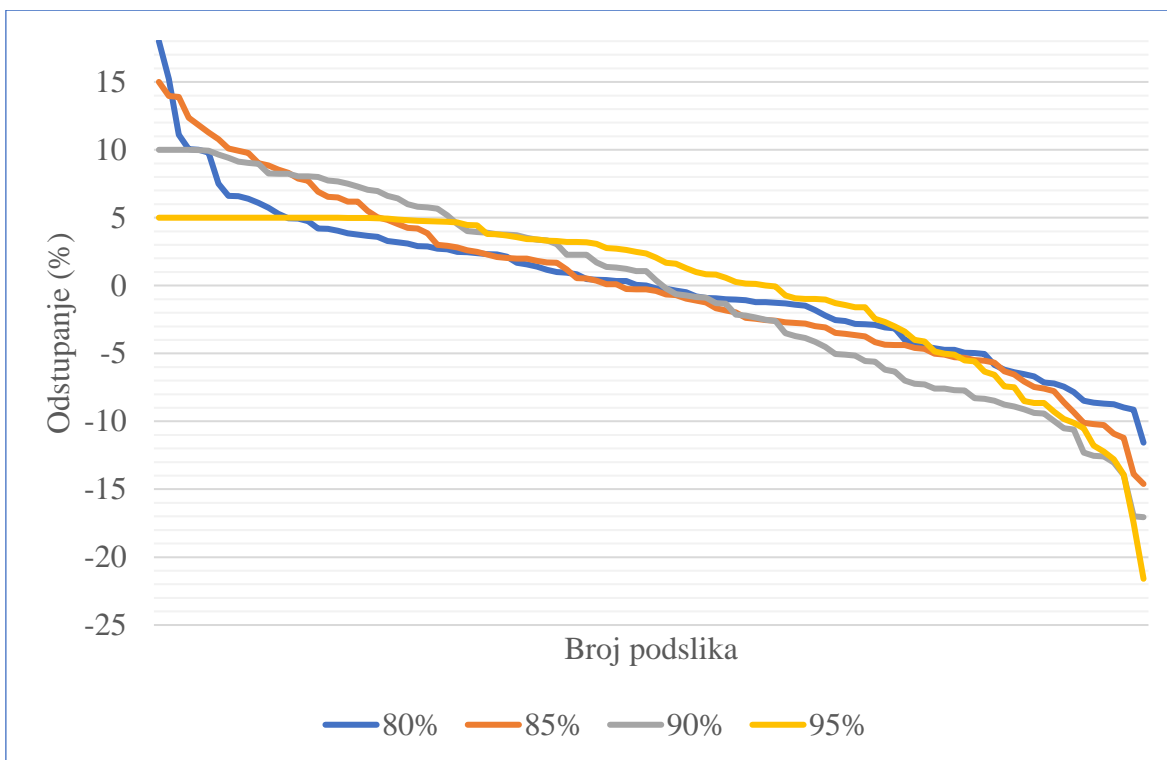
Slika 44. 4 spone, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



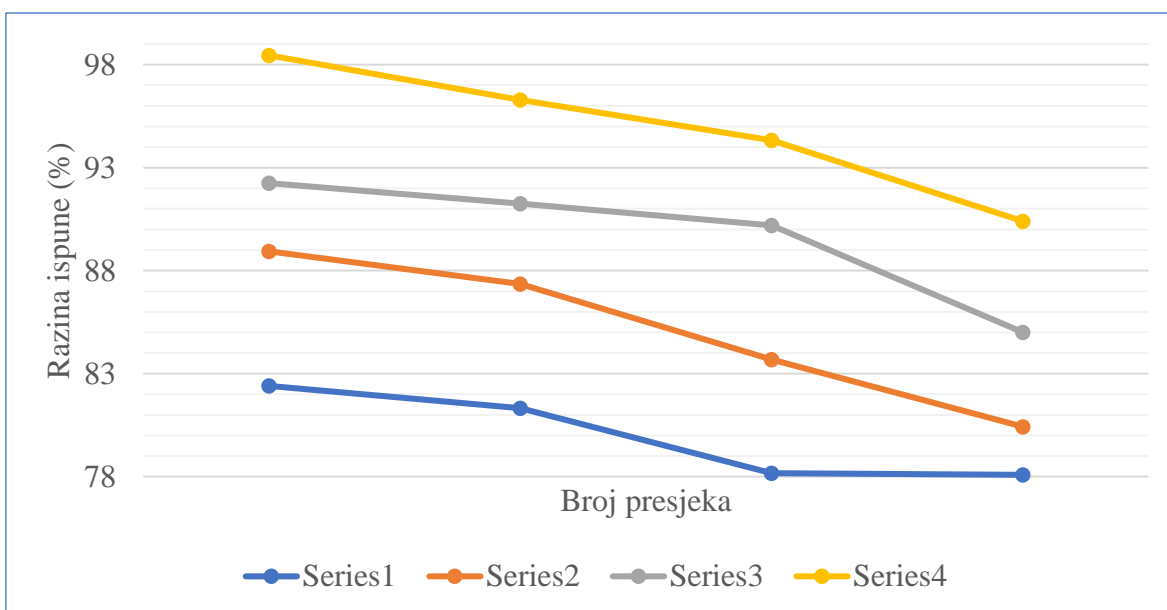
Slika 45. 4 spone, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 46. 4 spones, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



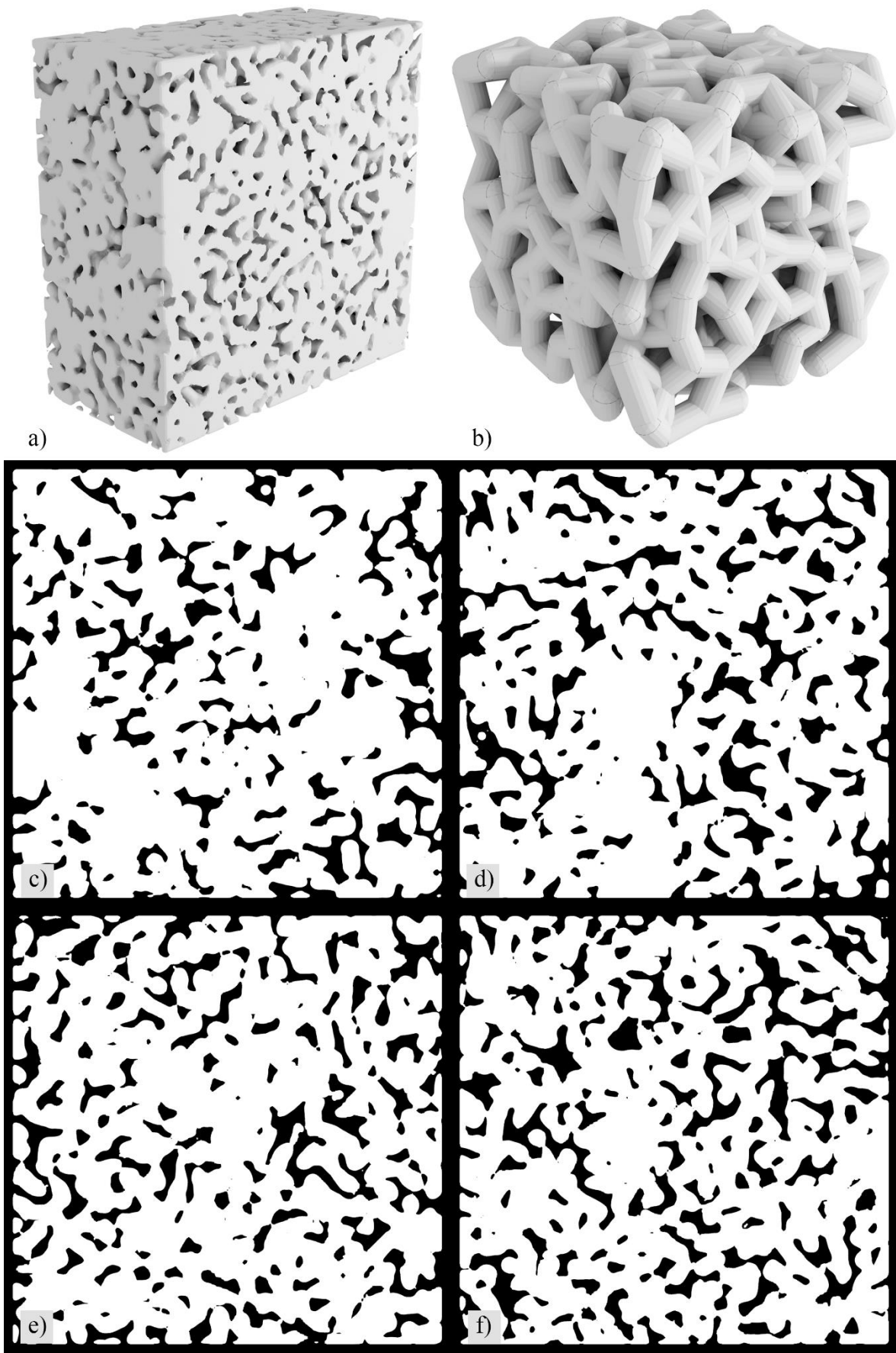
Slika 47. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 4 spone



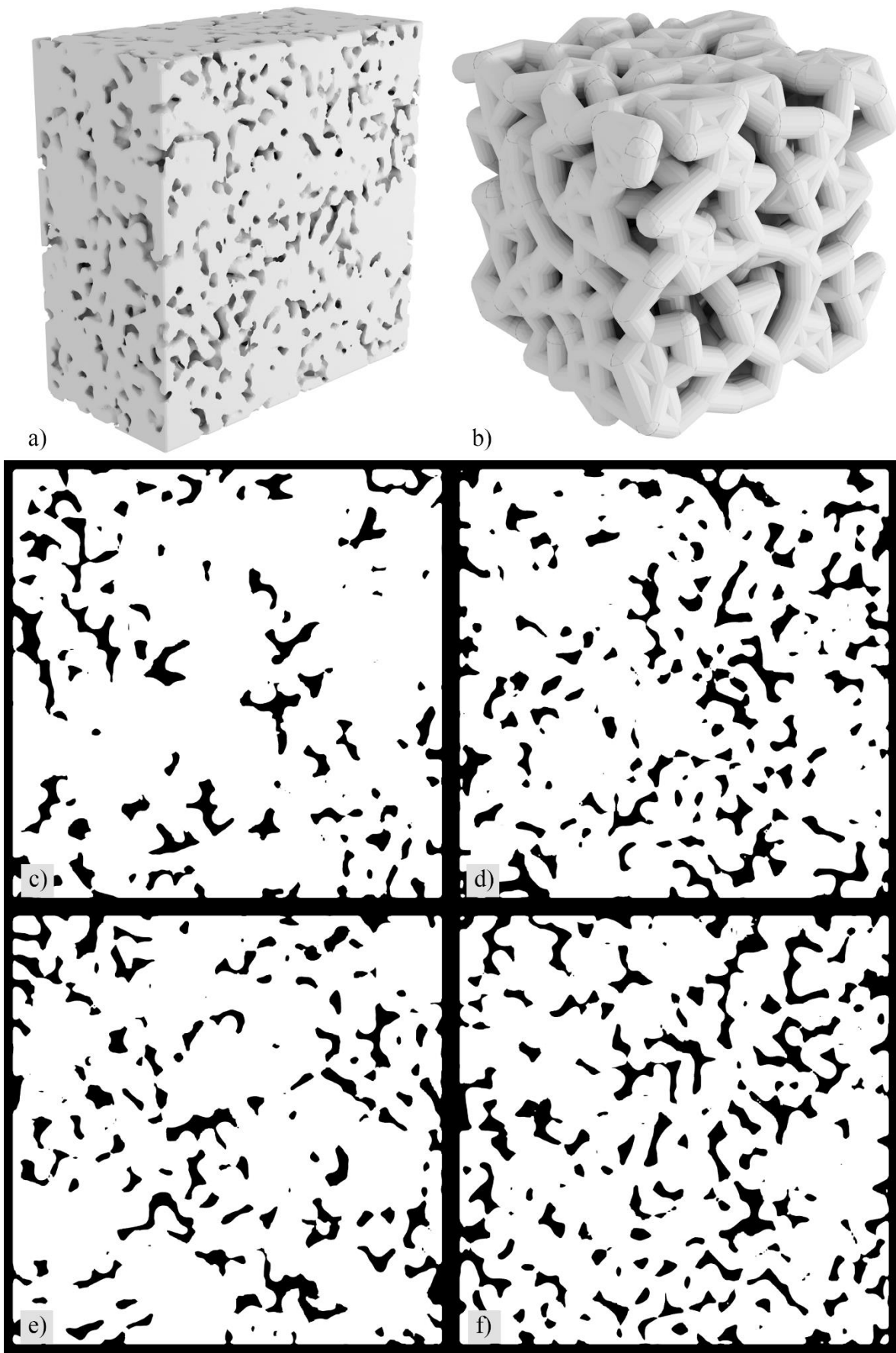
Slika 48. Razina ispune za presjeke modela sa 4 spone

Tablica 8. Razina ispune za presjeke modela sa 4 spone

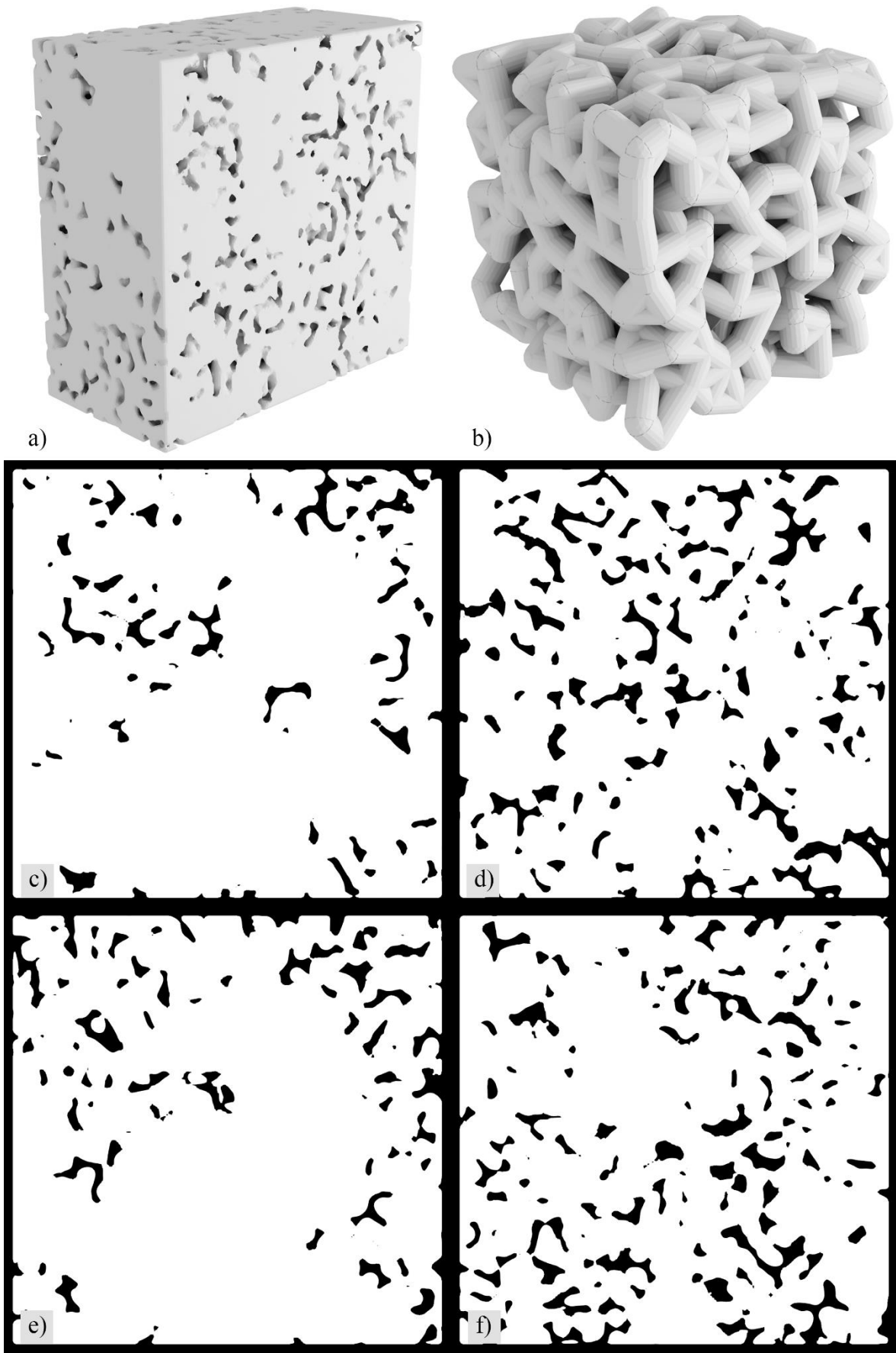
80%	85%	90%	95%
82.4034	88.9378	92.2472	98.4535
81.3253	87.3536	91.2584	96.2890
78.1728	83.6885	90.1933	94.3277
78.0868	80.4264	85.0085	90.4025



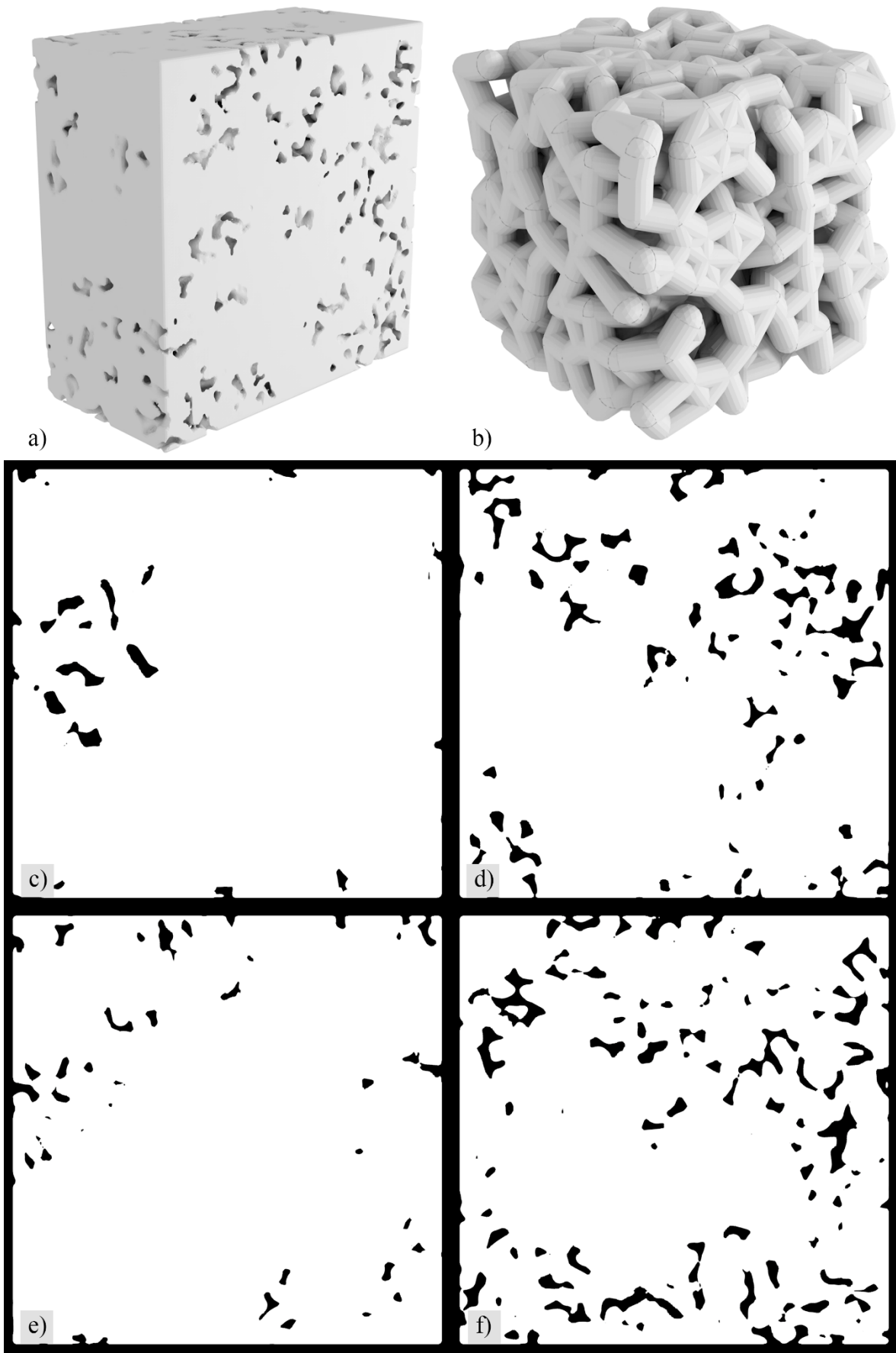
Slika 49. 5 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



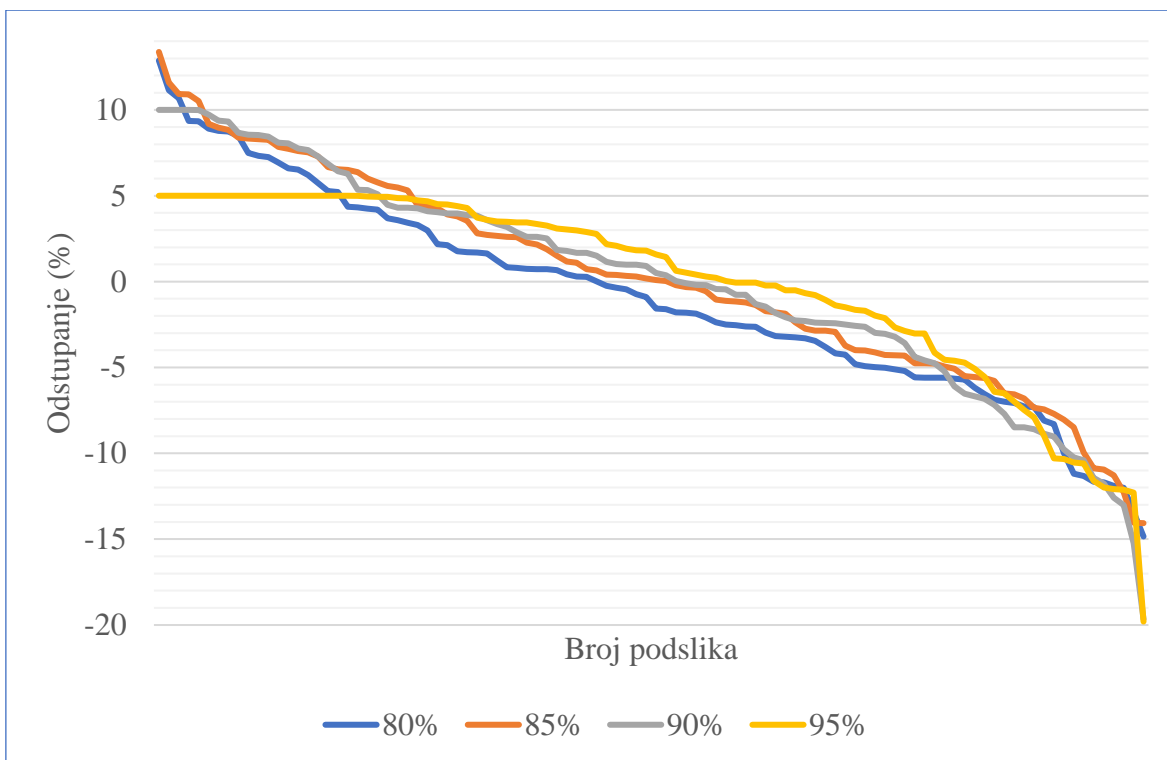
Slika 50. 5 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



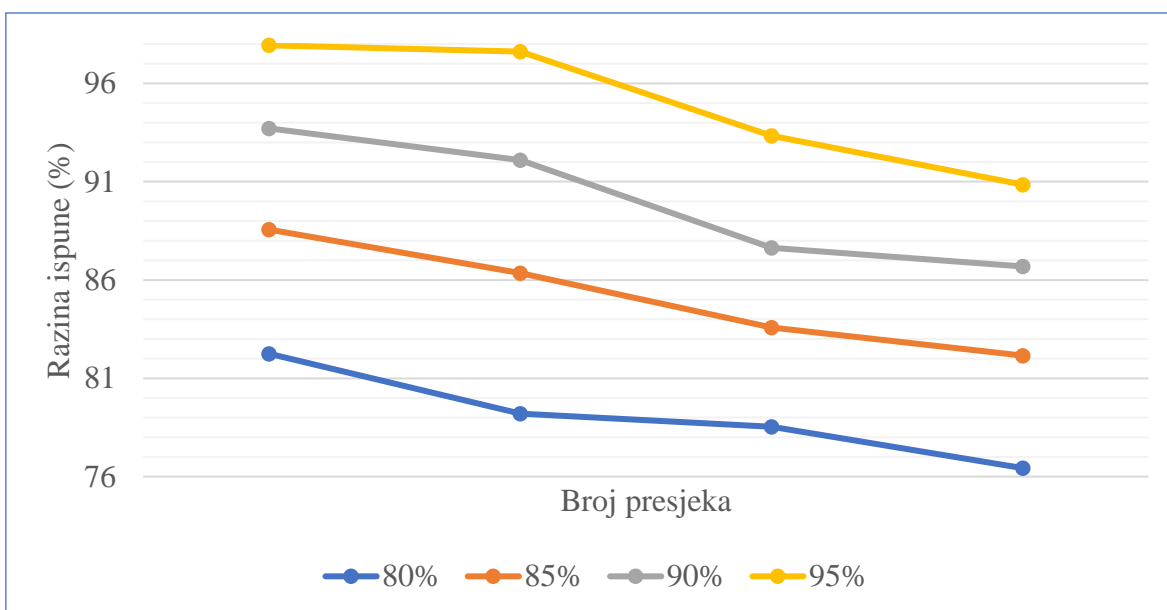
Slika 51. 5 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 52. 5 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



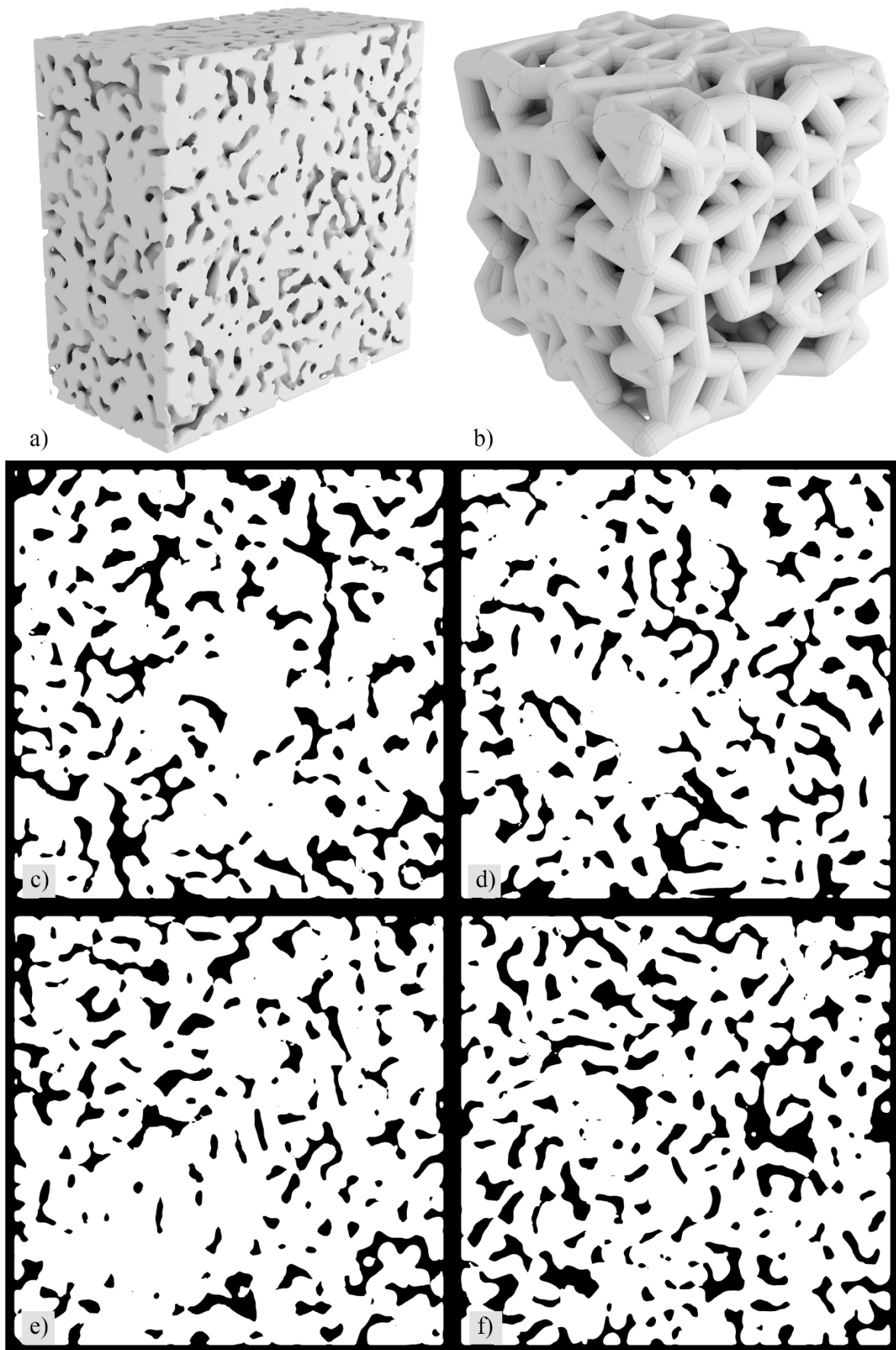
Slika 53. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 5 spona



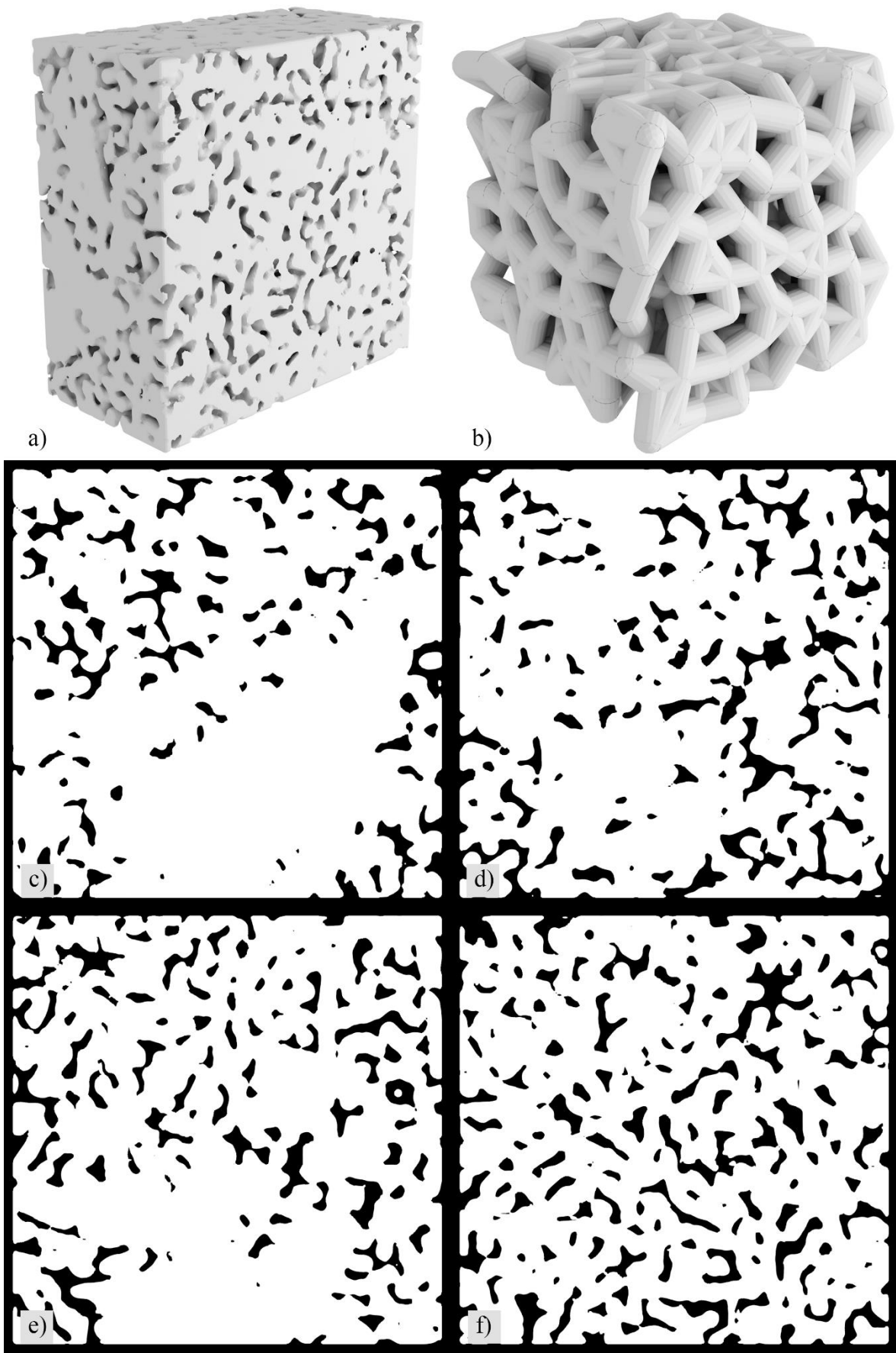
Slika 54. Razina ispunje za presjeke modela sa 5 spona

Tablica 9. Razina ispunje za presjeke modela sa 5 spona

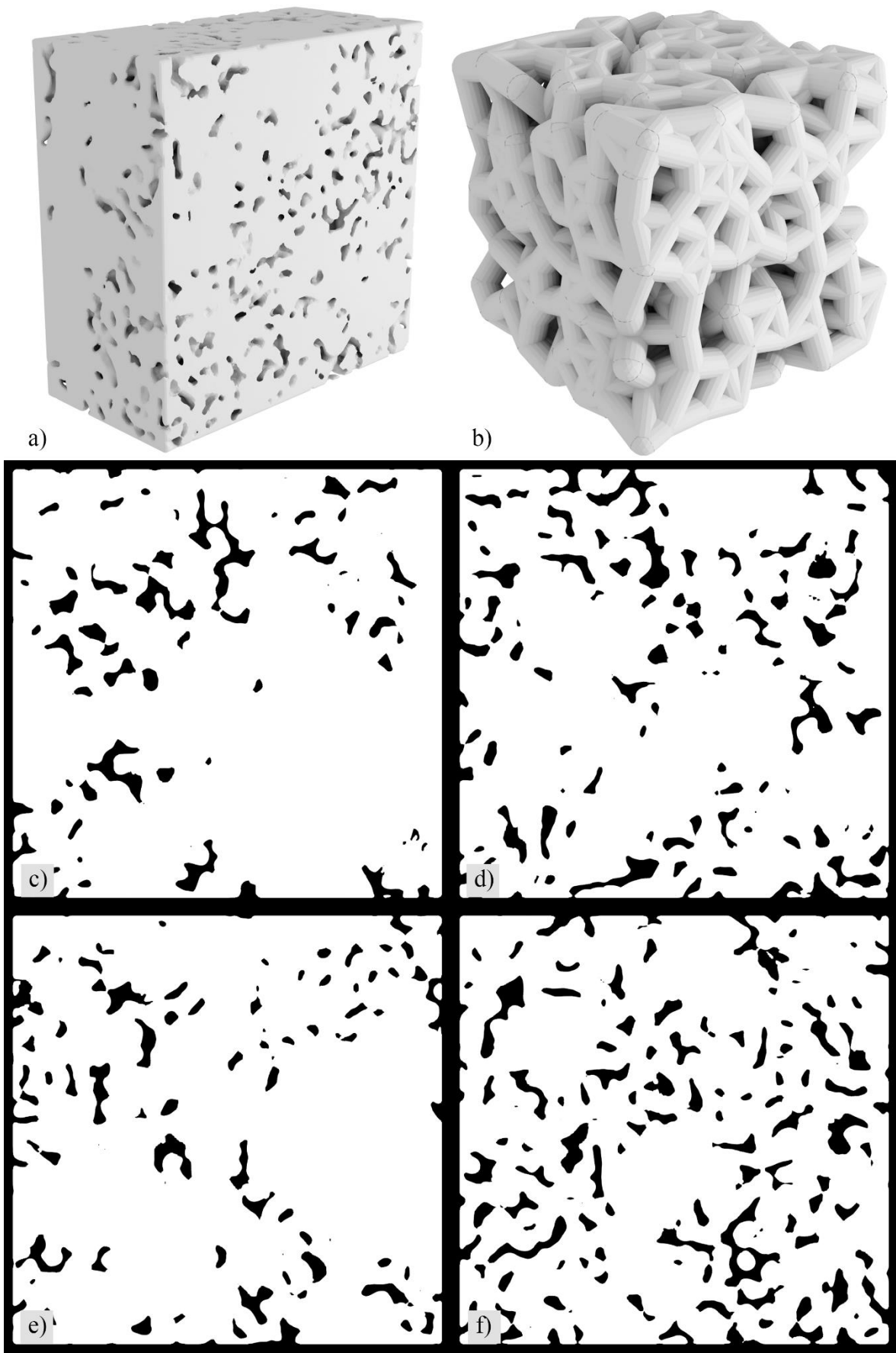
80%	85%	90%	95%
82.2528	88.5654	93.7135	97.9356
79.1999	86.3484	92.1045	97.6244
78.5413	83.5853	87.6353	93.3316
76.4320	82.1555	86.6892	90.8512



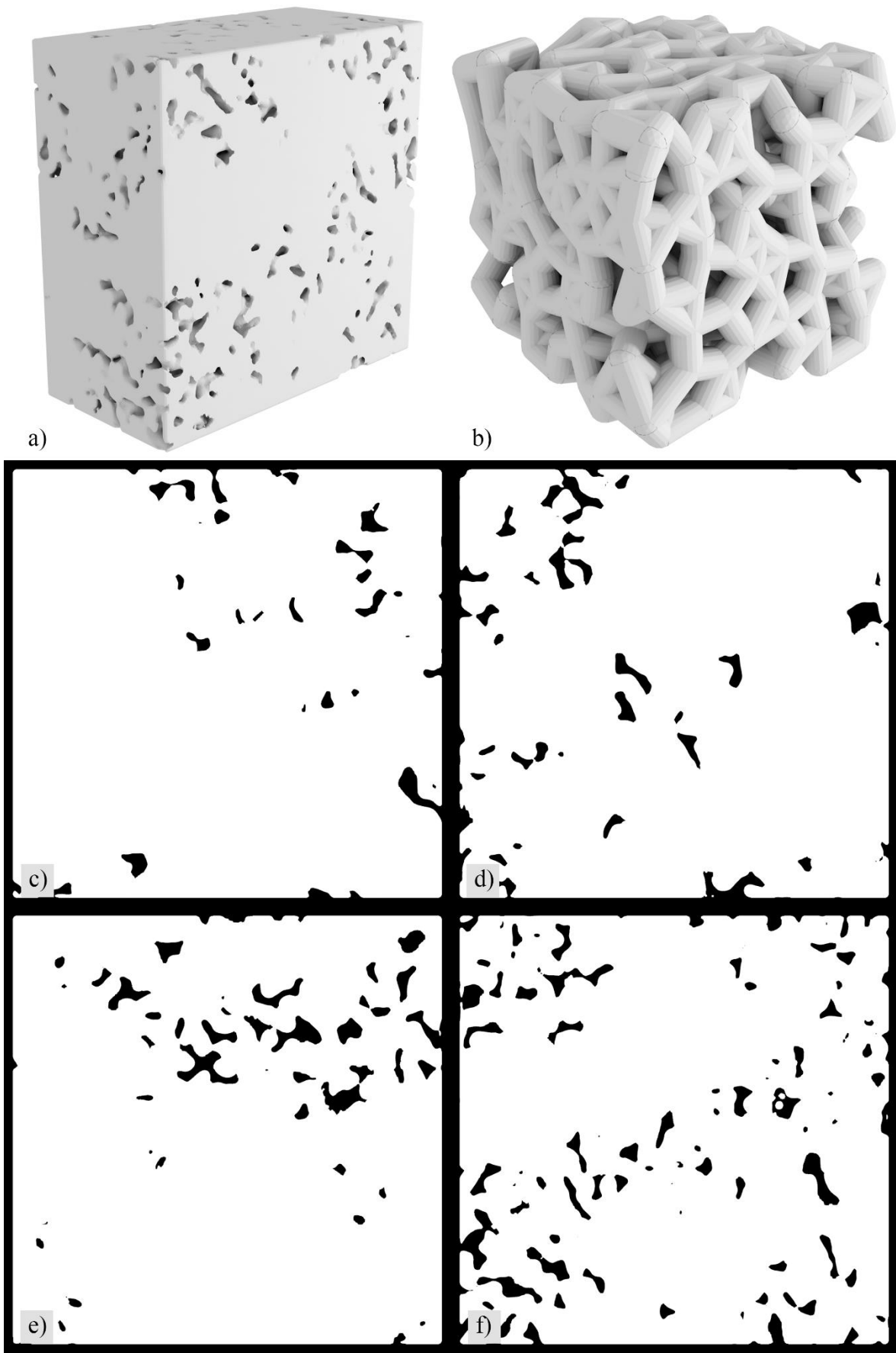
Slika 55. 6 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



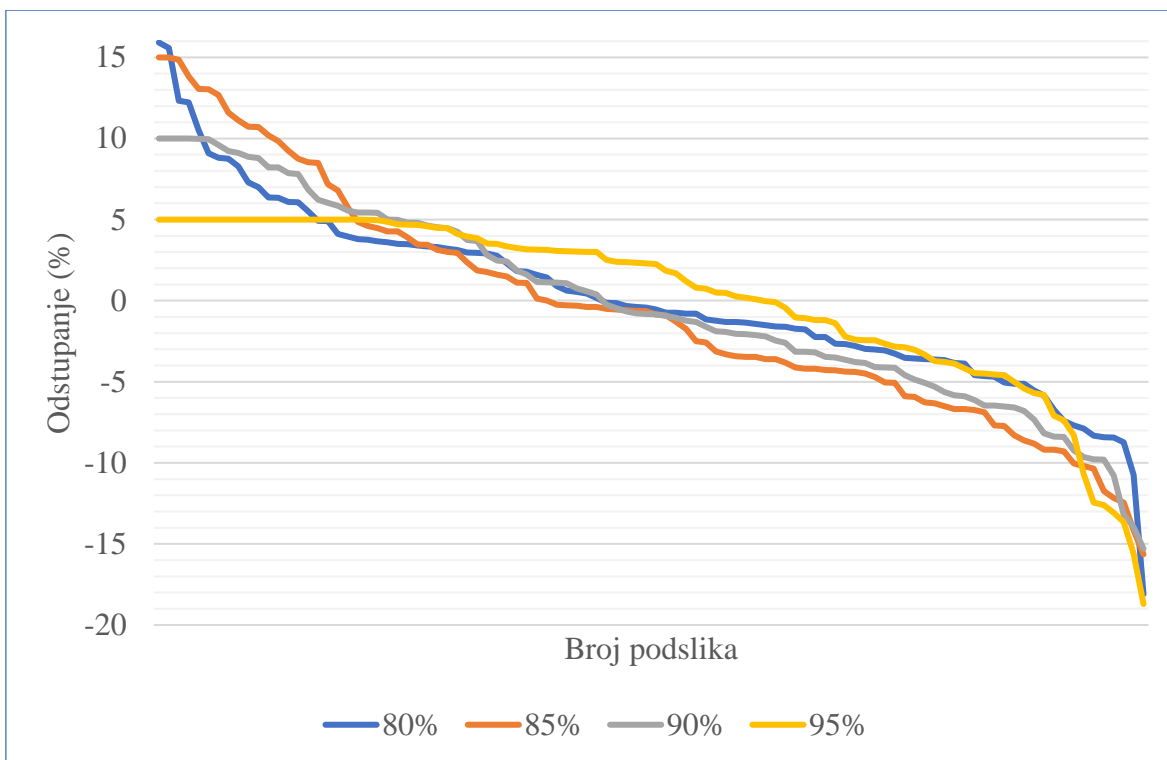
Slika 56. 6 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



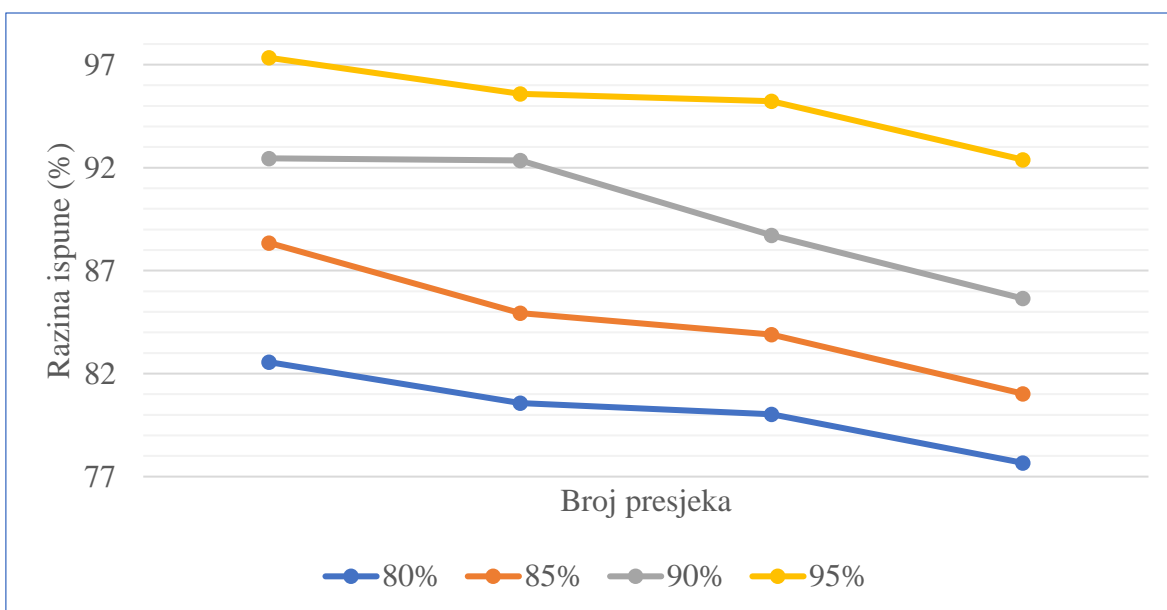
Slika 57. 6 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 58. 6 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



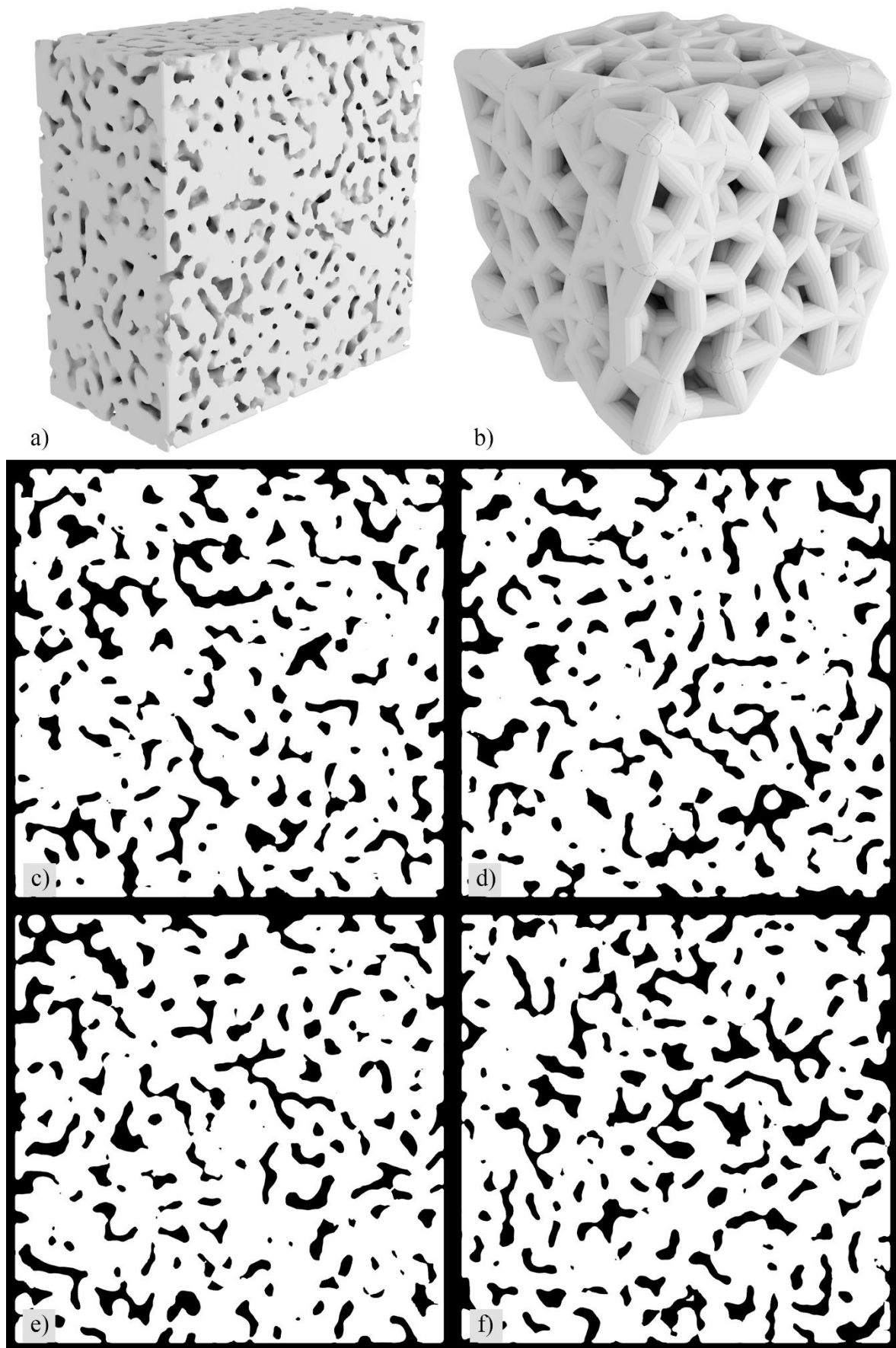
Slika 59. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 6 spona



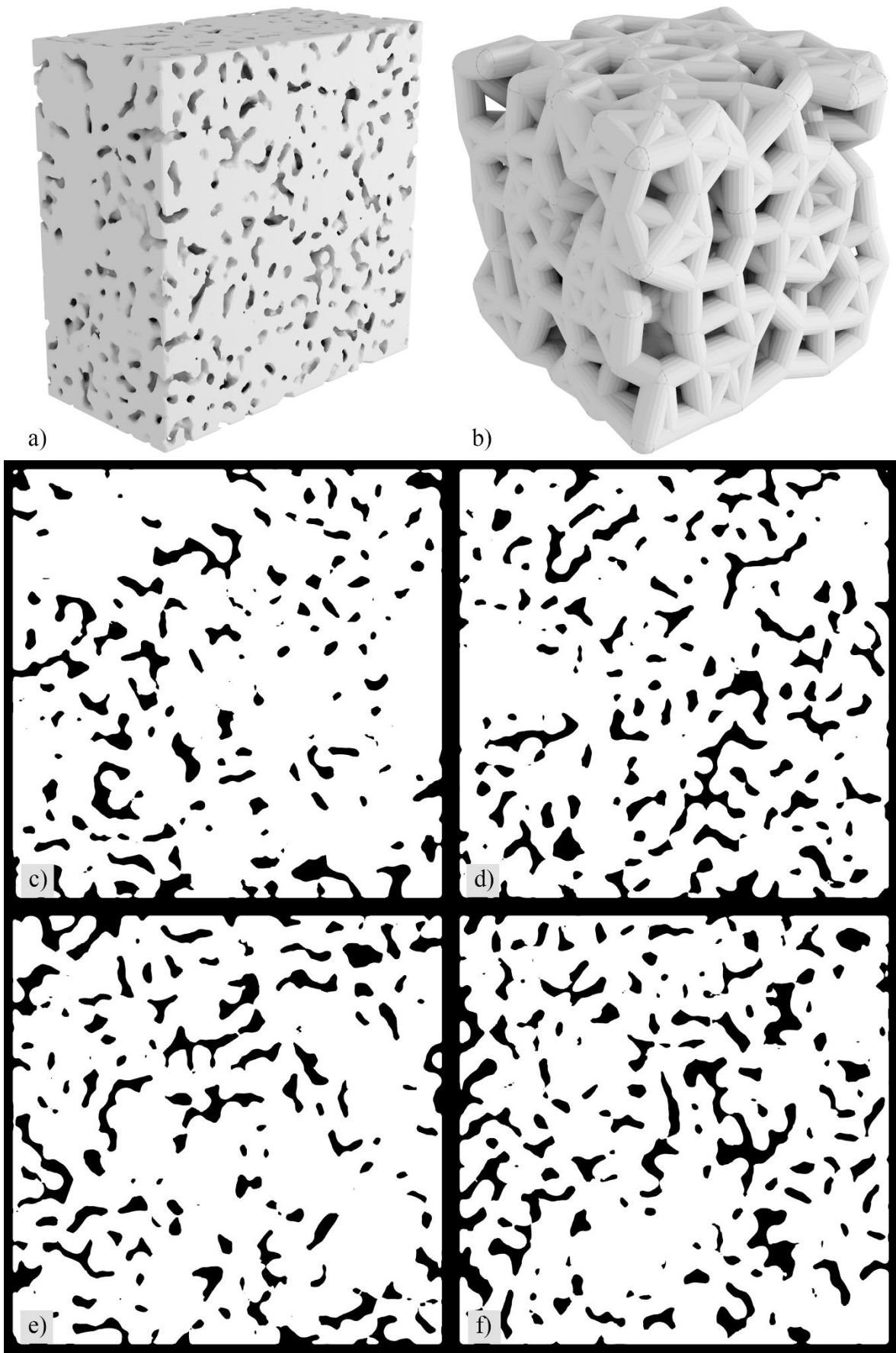
Slika 60. Razina ispunje za presjeke modela sa 6 spona

Tablica 10. Razina ispunje za presjeke modela sa 6 spona

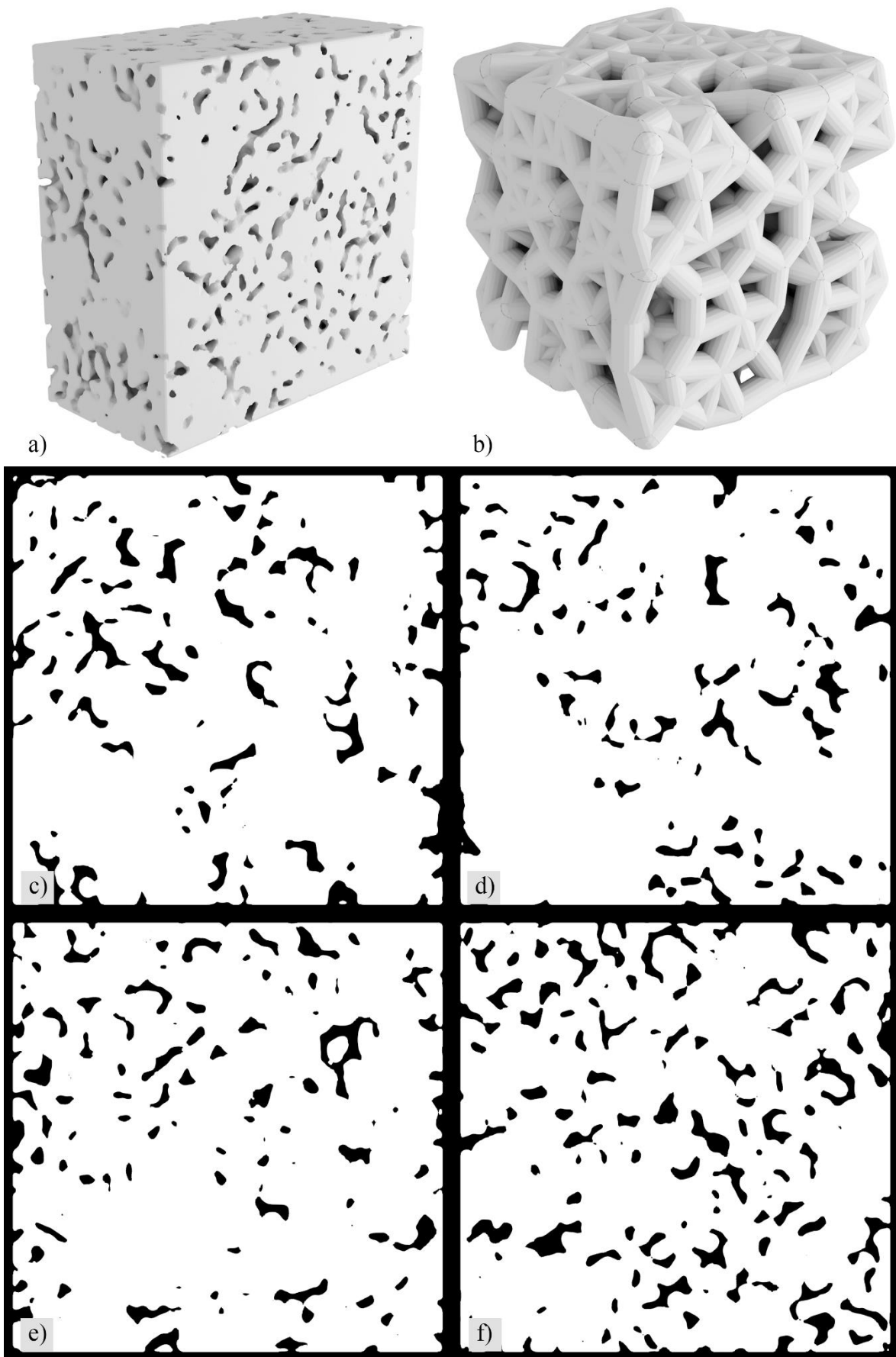
80%	85%	90%	95%
82.5599	88.3491	92.4516	97.3359
80.5742	84.9398	92.3522	95.5885
80.0209	83.8965	88.7142	95.2329
77.6682	81.0264	85.6480	92.3891



Slika 61. 7 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



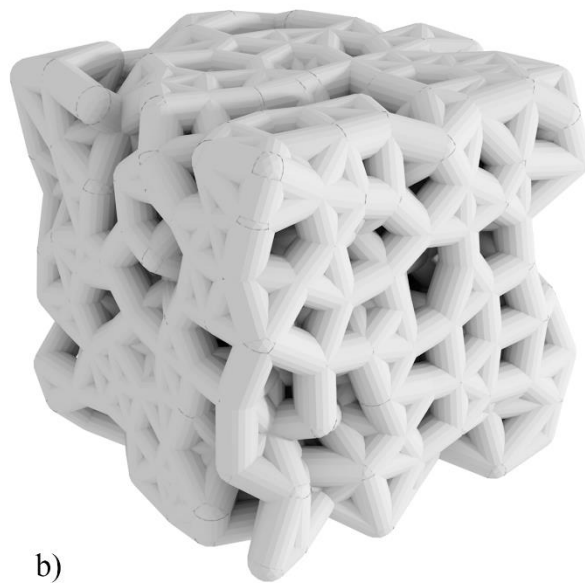
Slika 62. 7 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



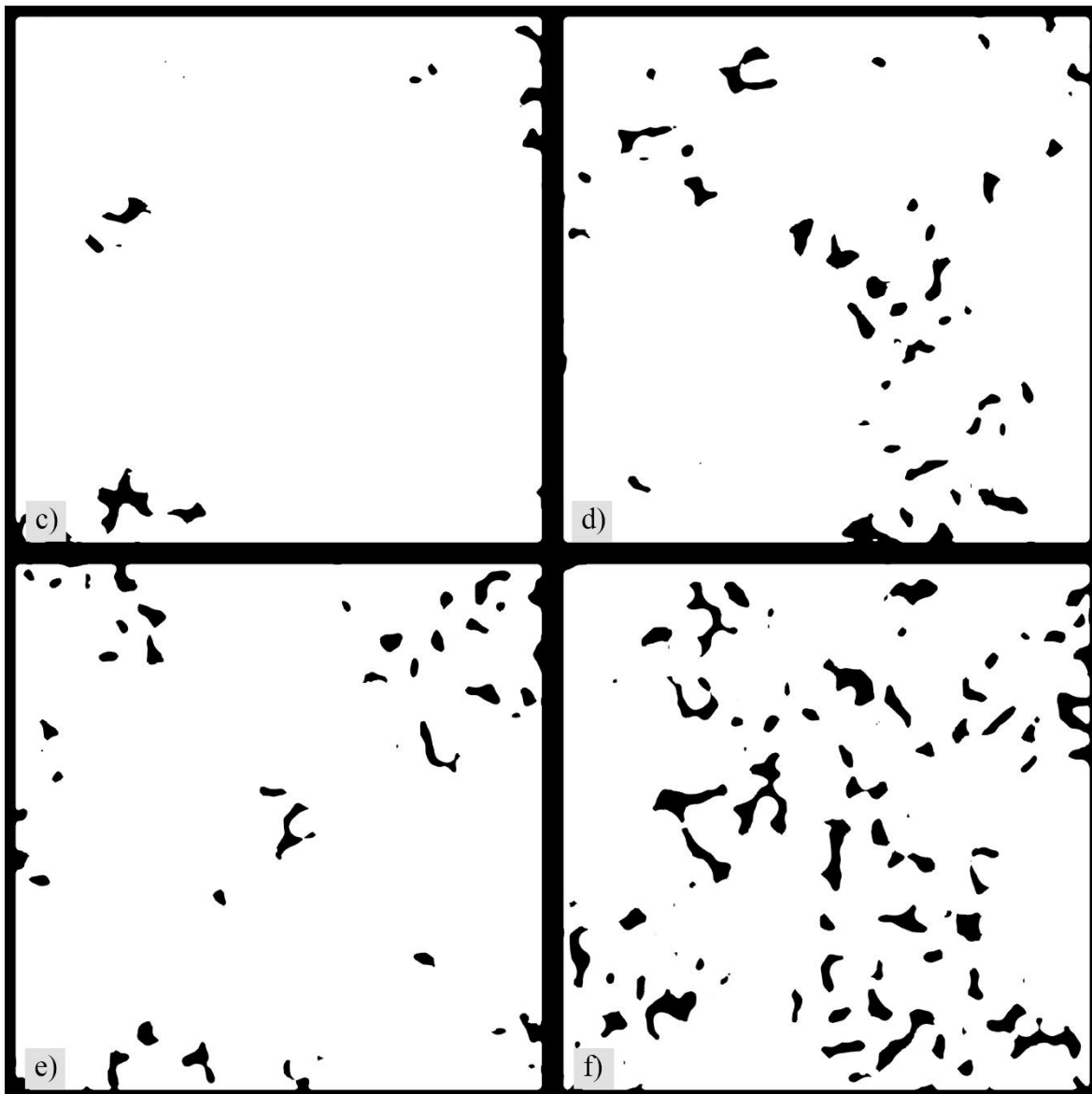
Slika 63. 7 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



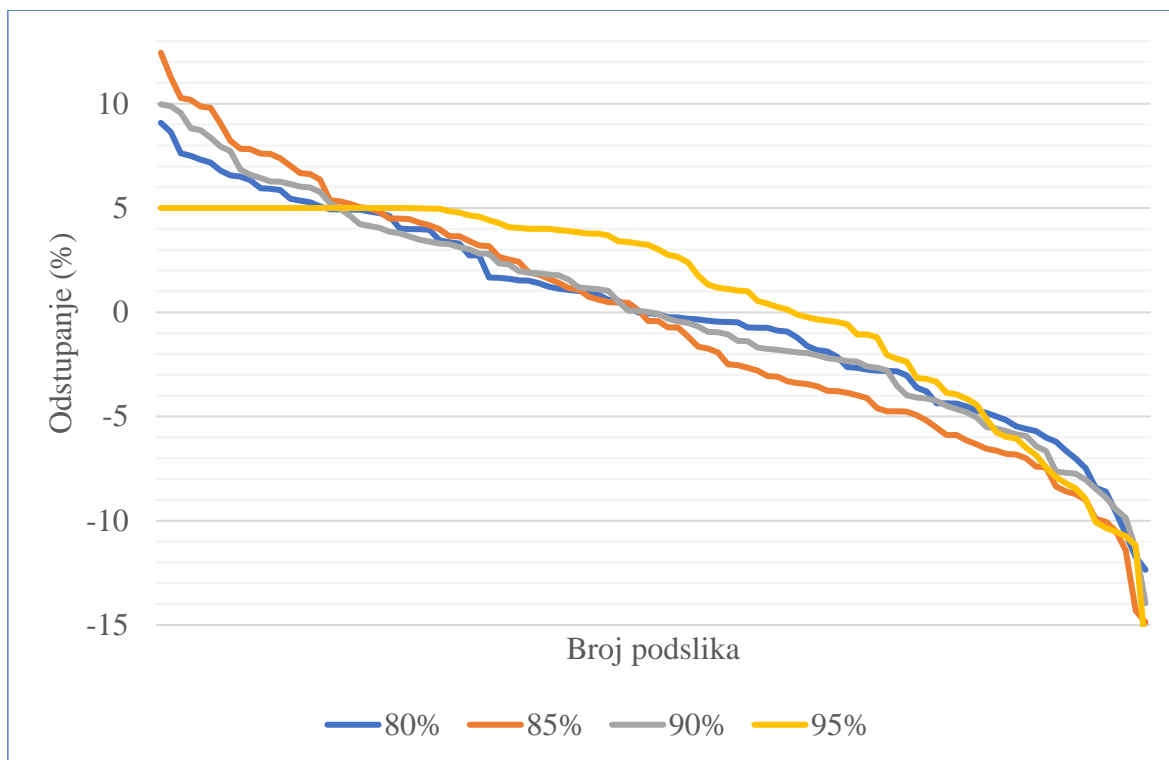
a)



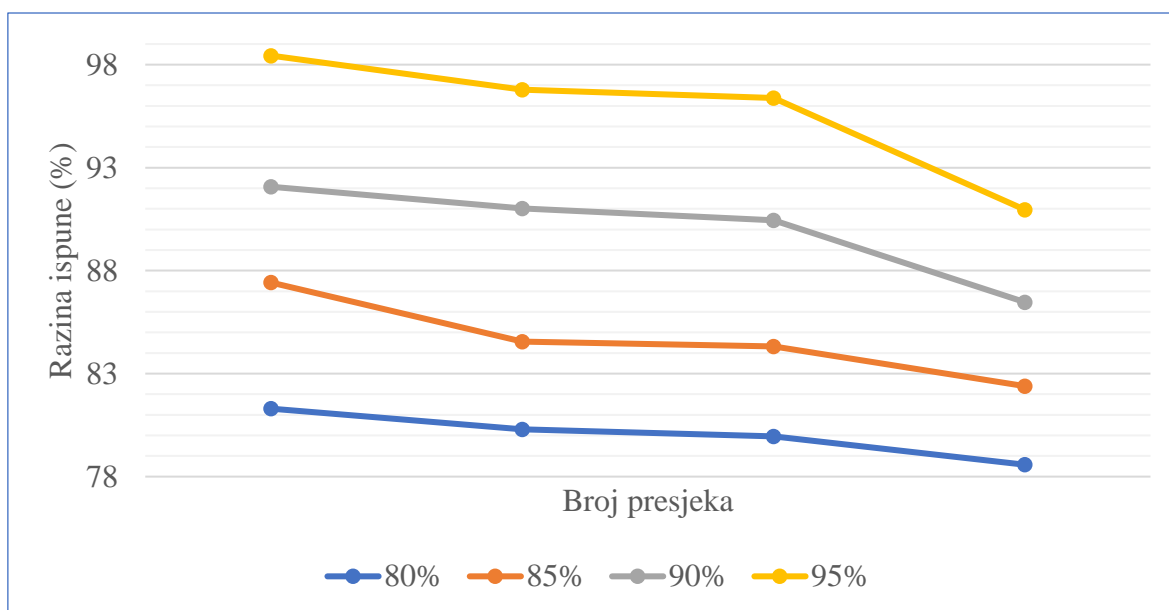
b)



Slika 64. 7 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



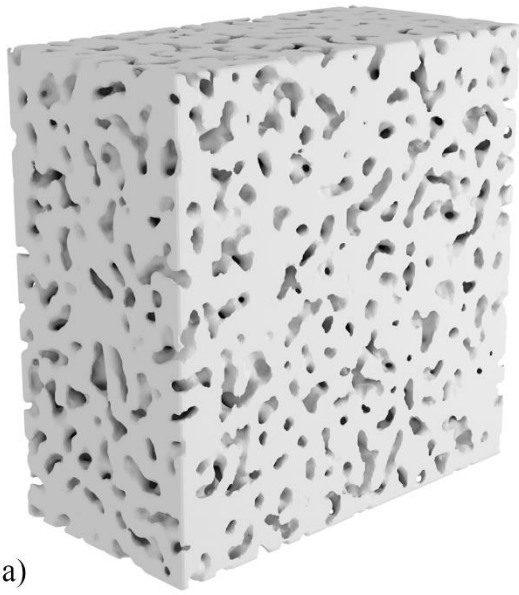
Slika 65. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 7 spona



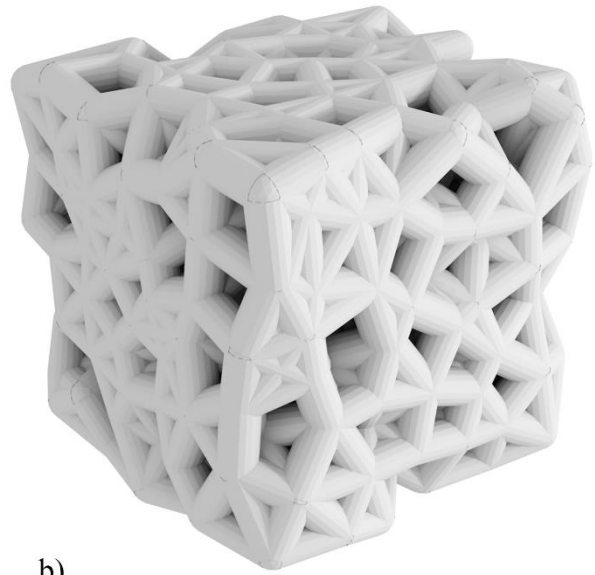
Slika 66. Razina ispunje za presjeke modela sa 7 spona

Tablica 11. Razina ispunje za presjeke modela sa 7 spona

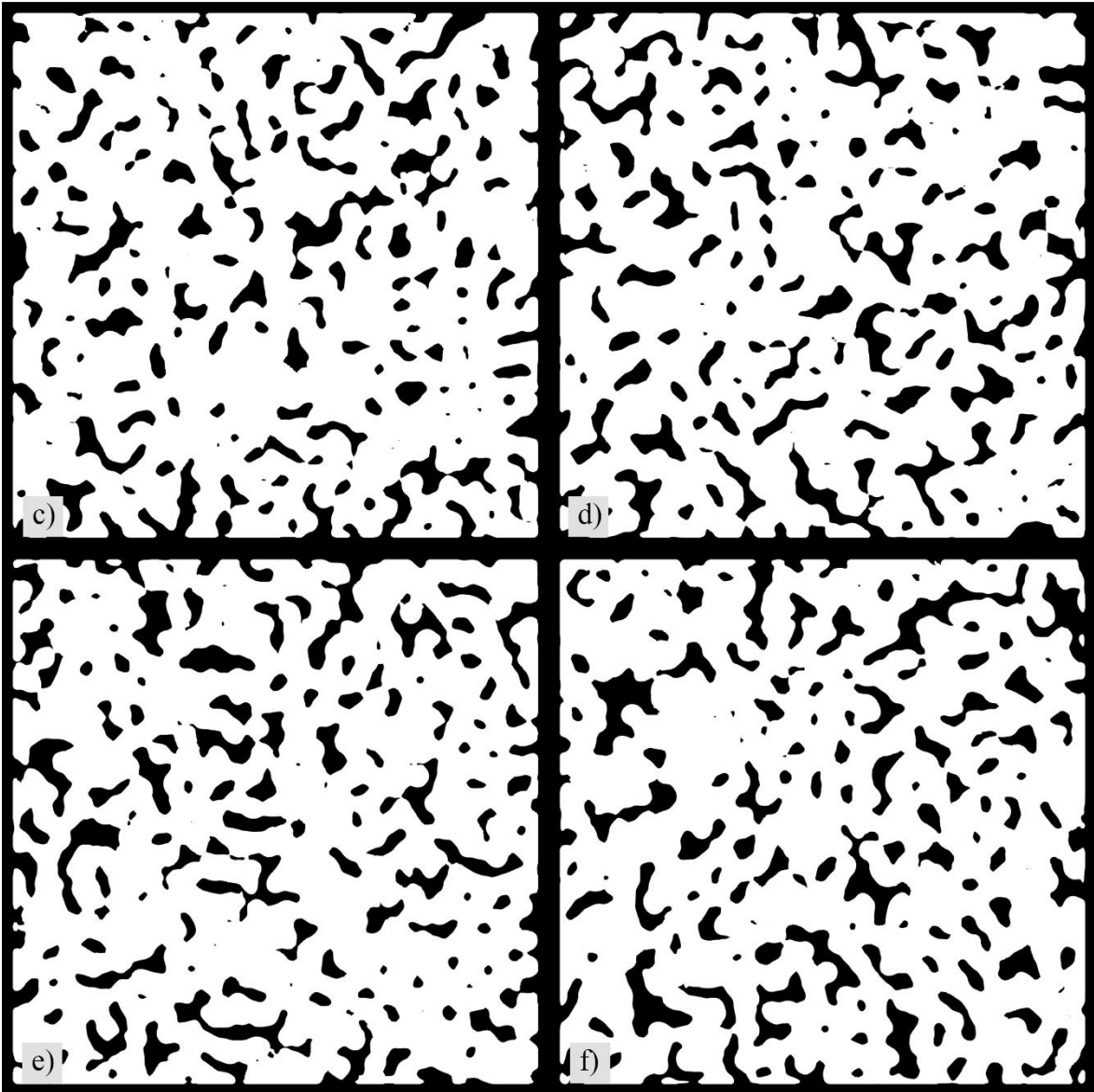
80%	85%	90%	95%
81.3003	87.4231	92.0727	98.4400
80.2987	84.5532	91.0177	96.7793
79.9538	84.3242	90.4406	96.3762
78.5793	82.3949	86.4716	90.9596



a)



b)



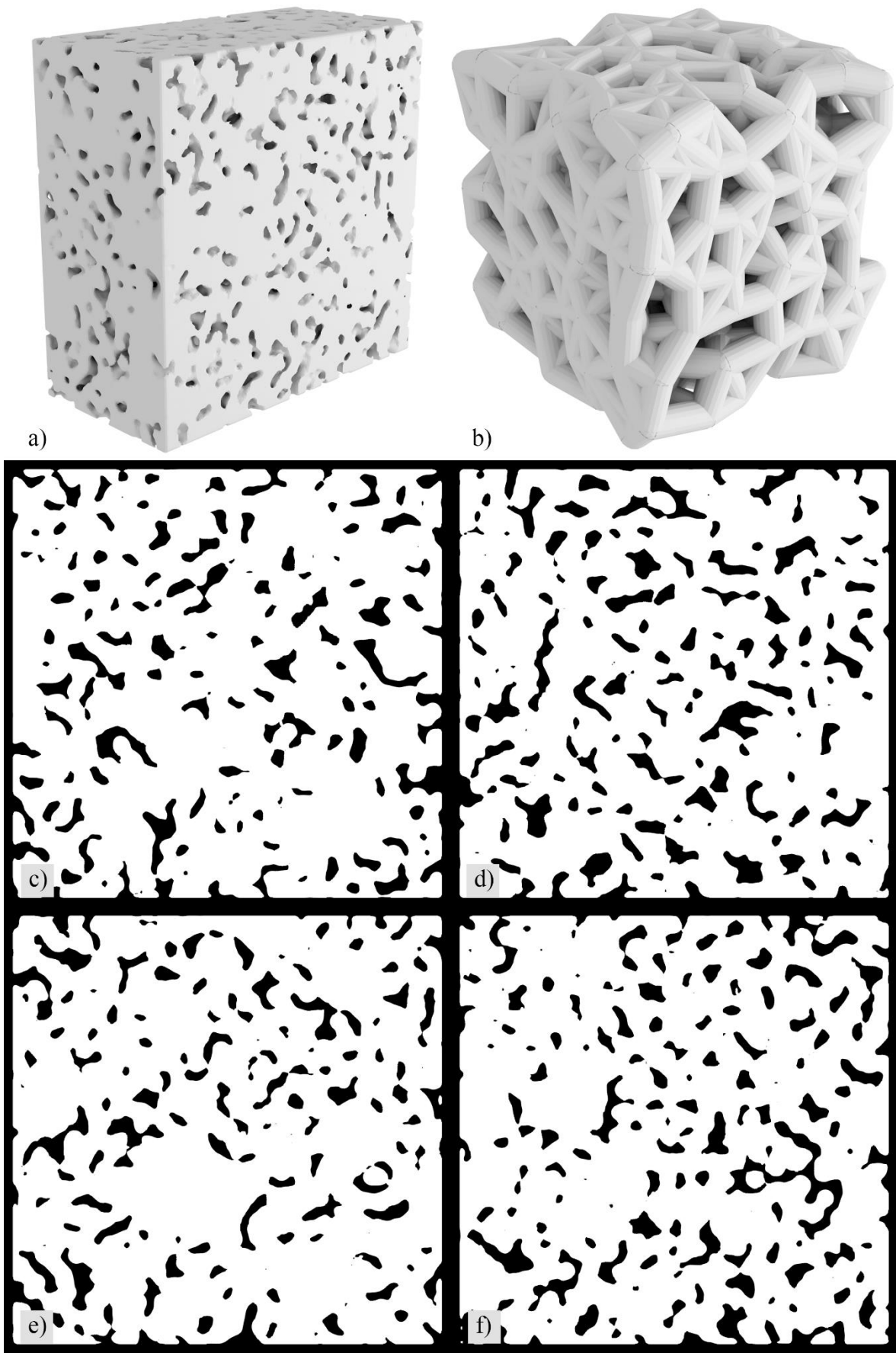
c)

d)

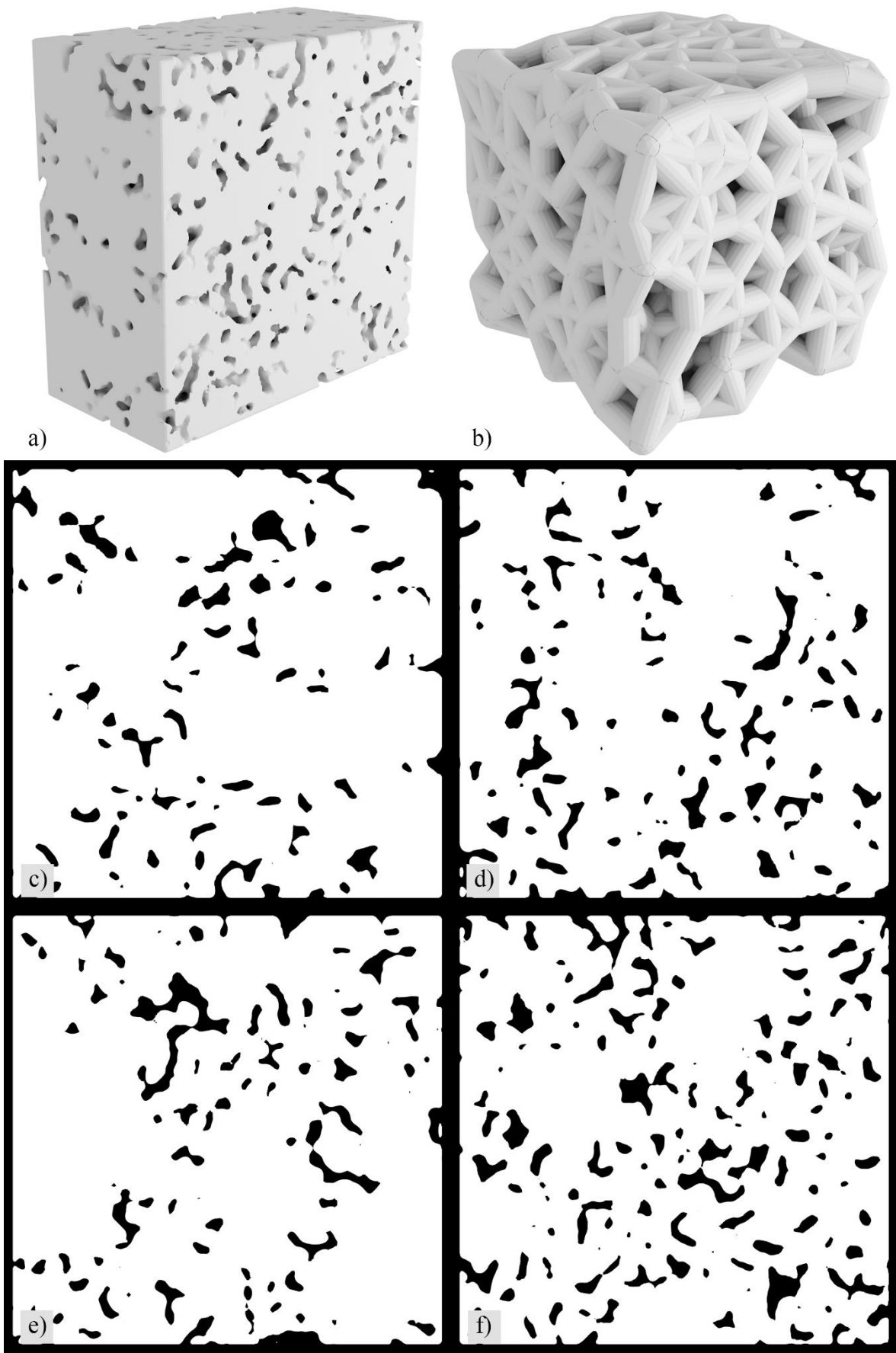
e)

f)

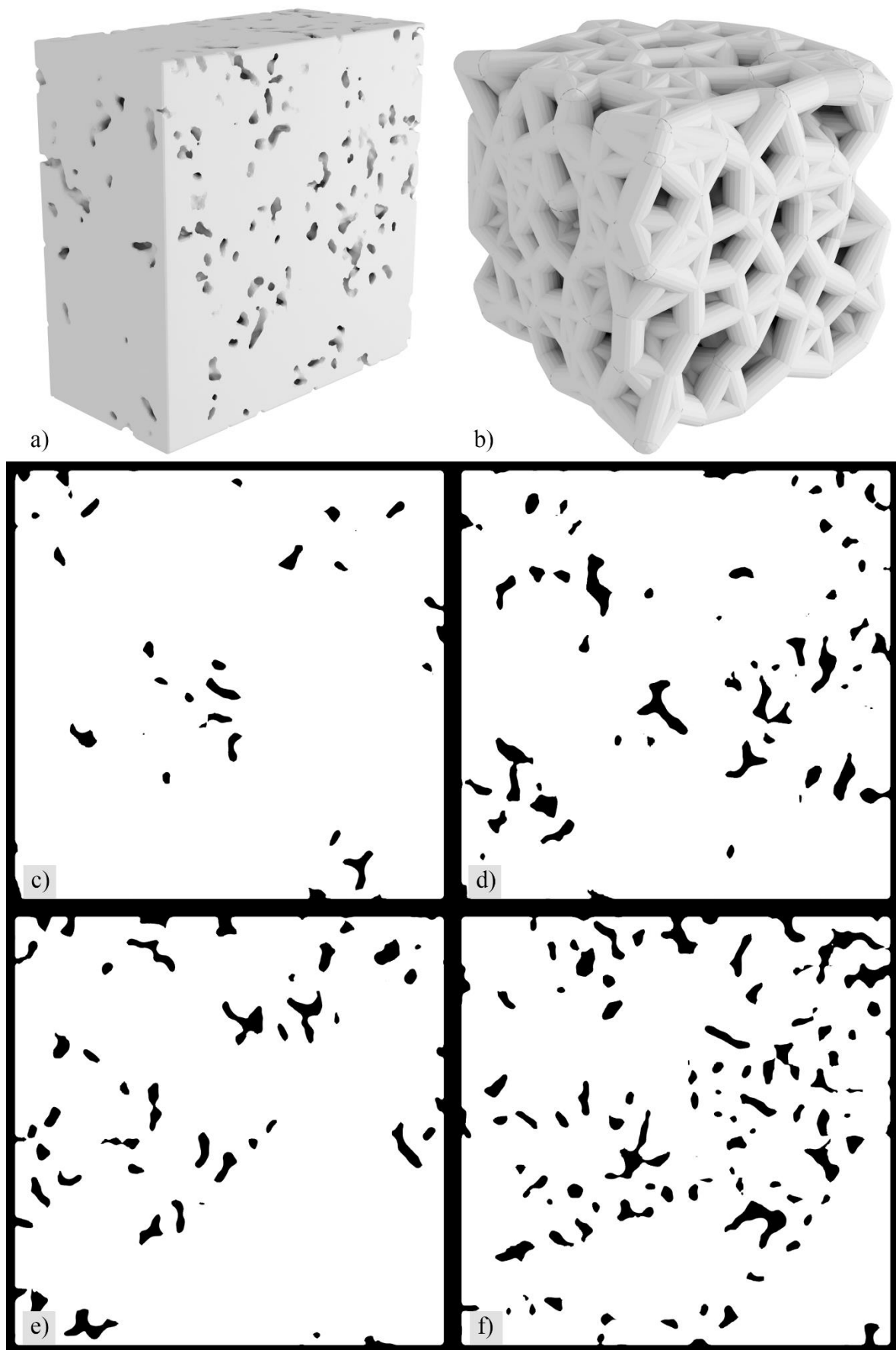
Slika 67. 8 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



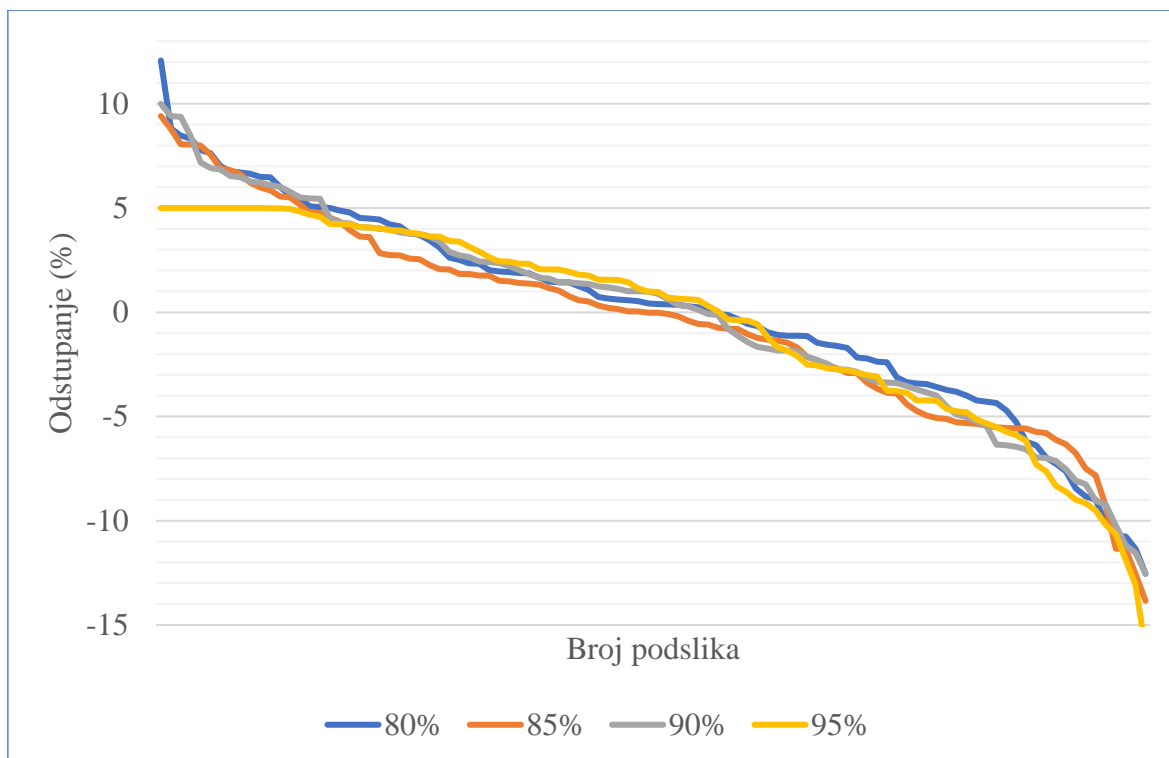
Slika 68. 8 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



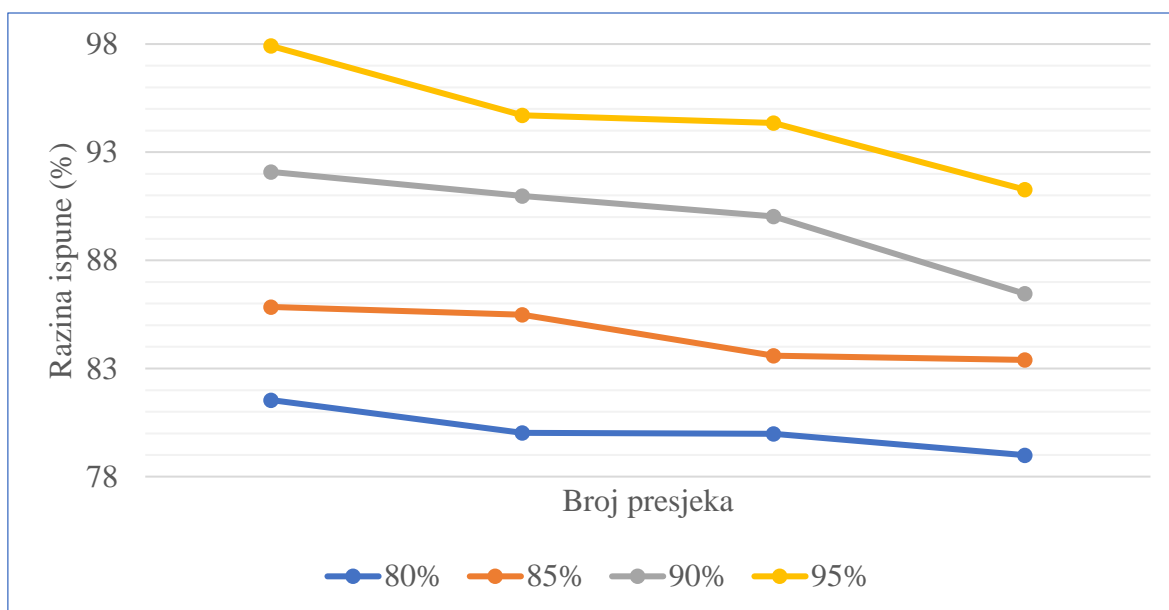
Slika 69. 8 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 70. 8 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



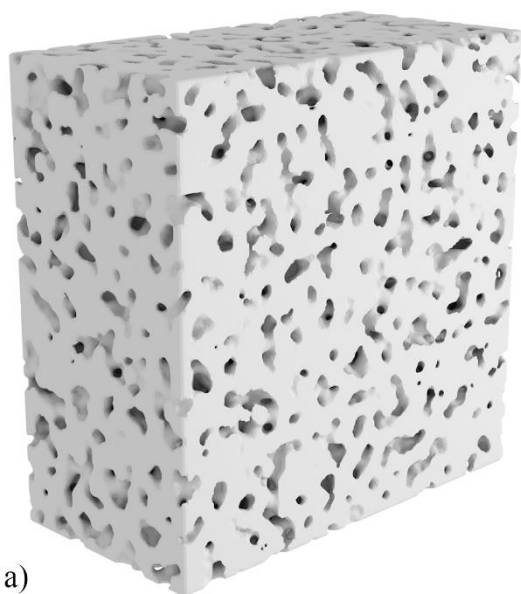
Slika 71. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 8 spona



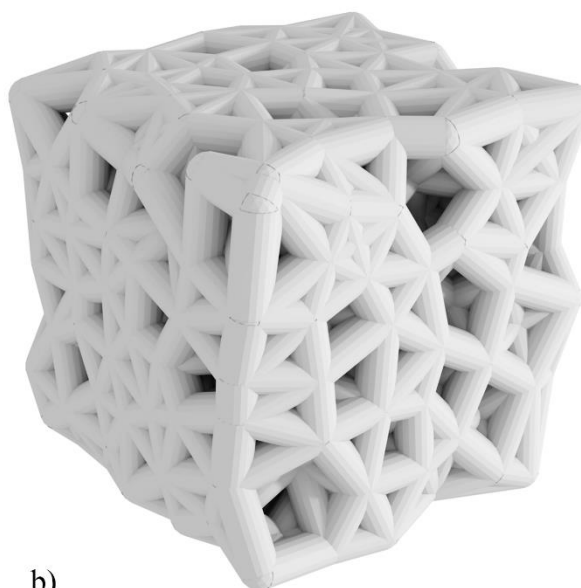
Slika 72. Razina ispunje za presjeke modela sa 8 spona

Tablica 12. Razina ispunje za presjeke modela sa 8 spona

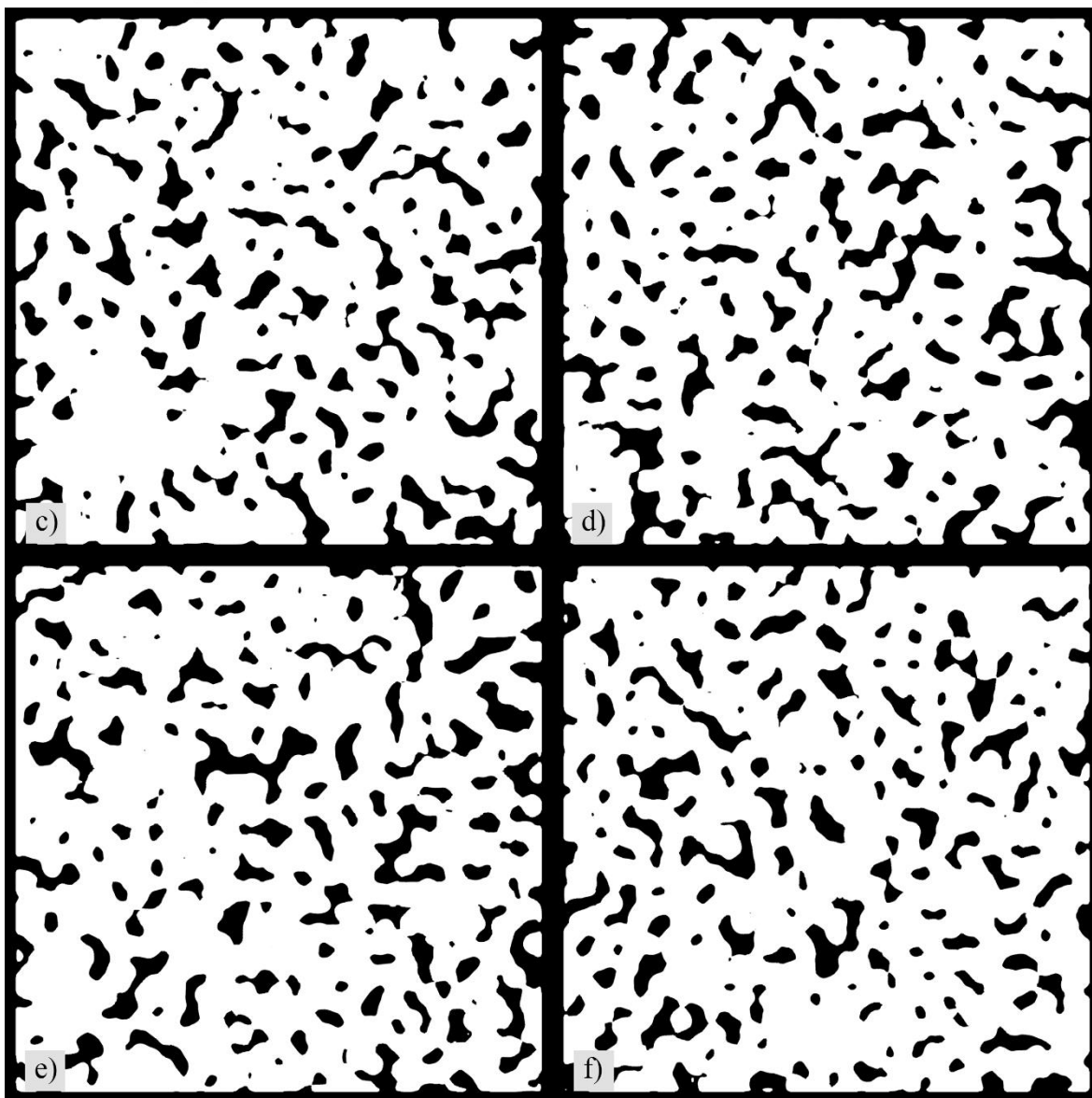
80%	85%	90%	95%
81.5410	85.8459	92.0896	97.9148
80.0281	85.4929	90.9795	94.7091
79.9860	83.5844	90.0344	94.3472
78.9935	83.3963	86.4559	91.2722



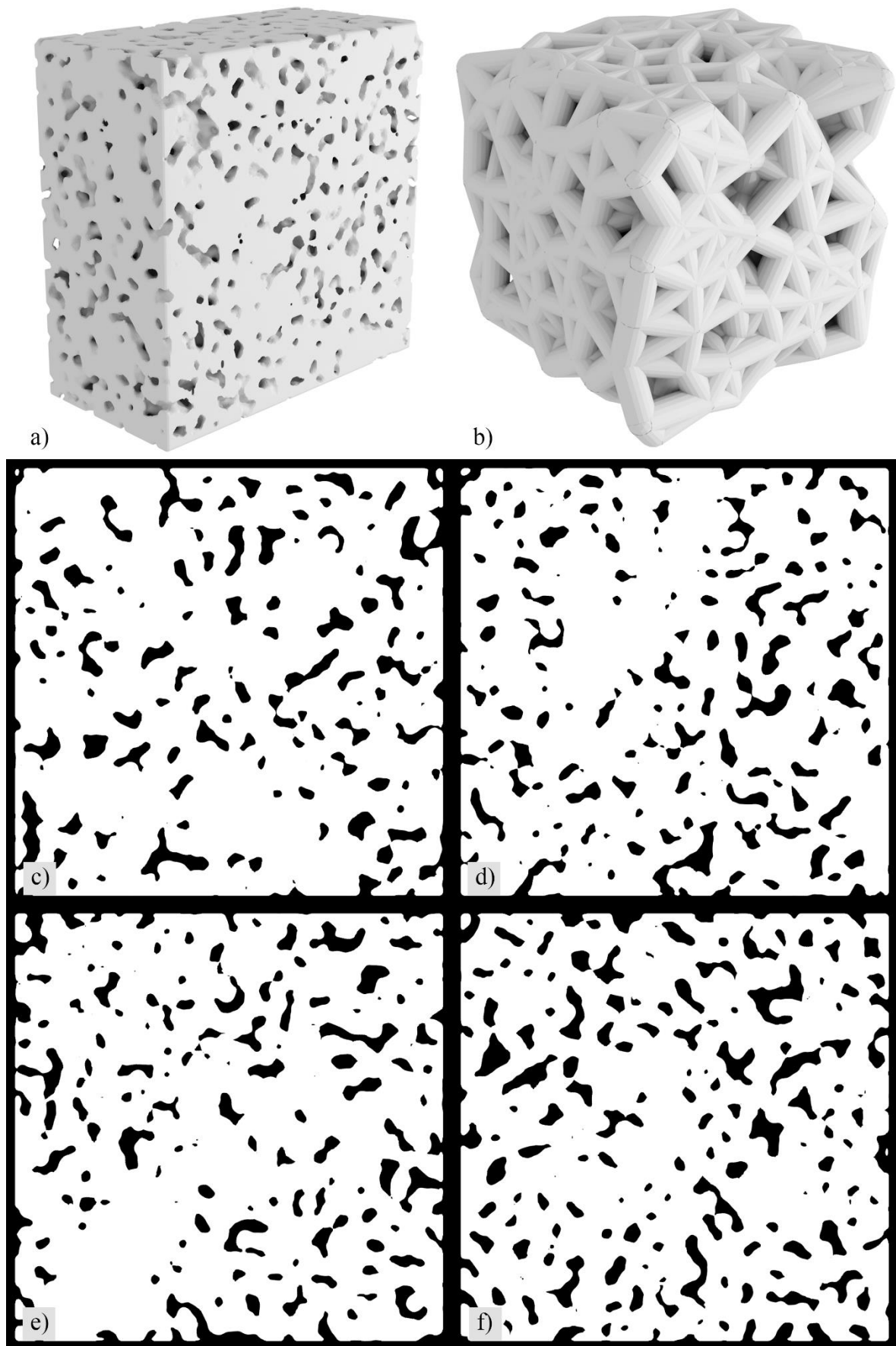
a)



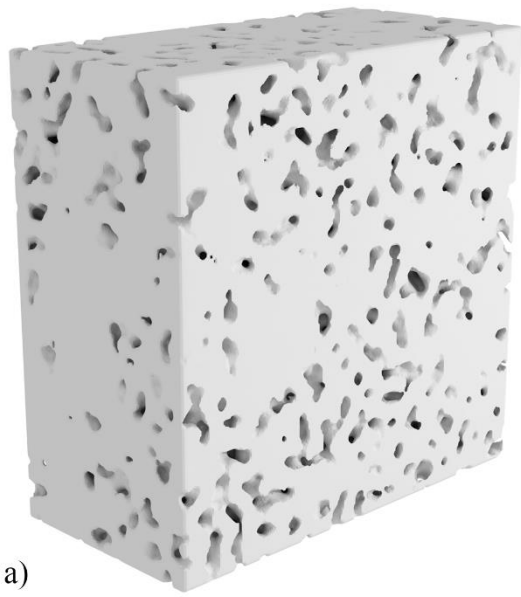
b)



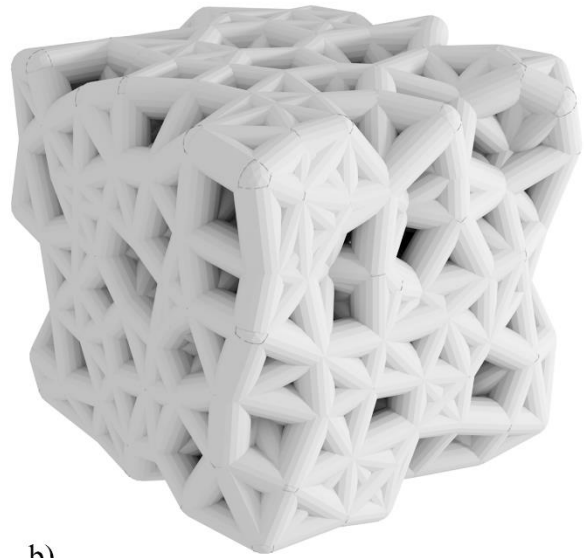
Slika 73. 9 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



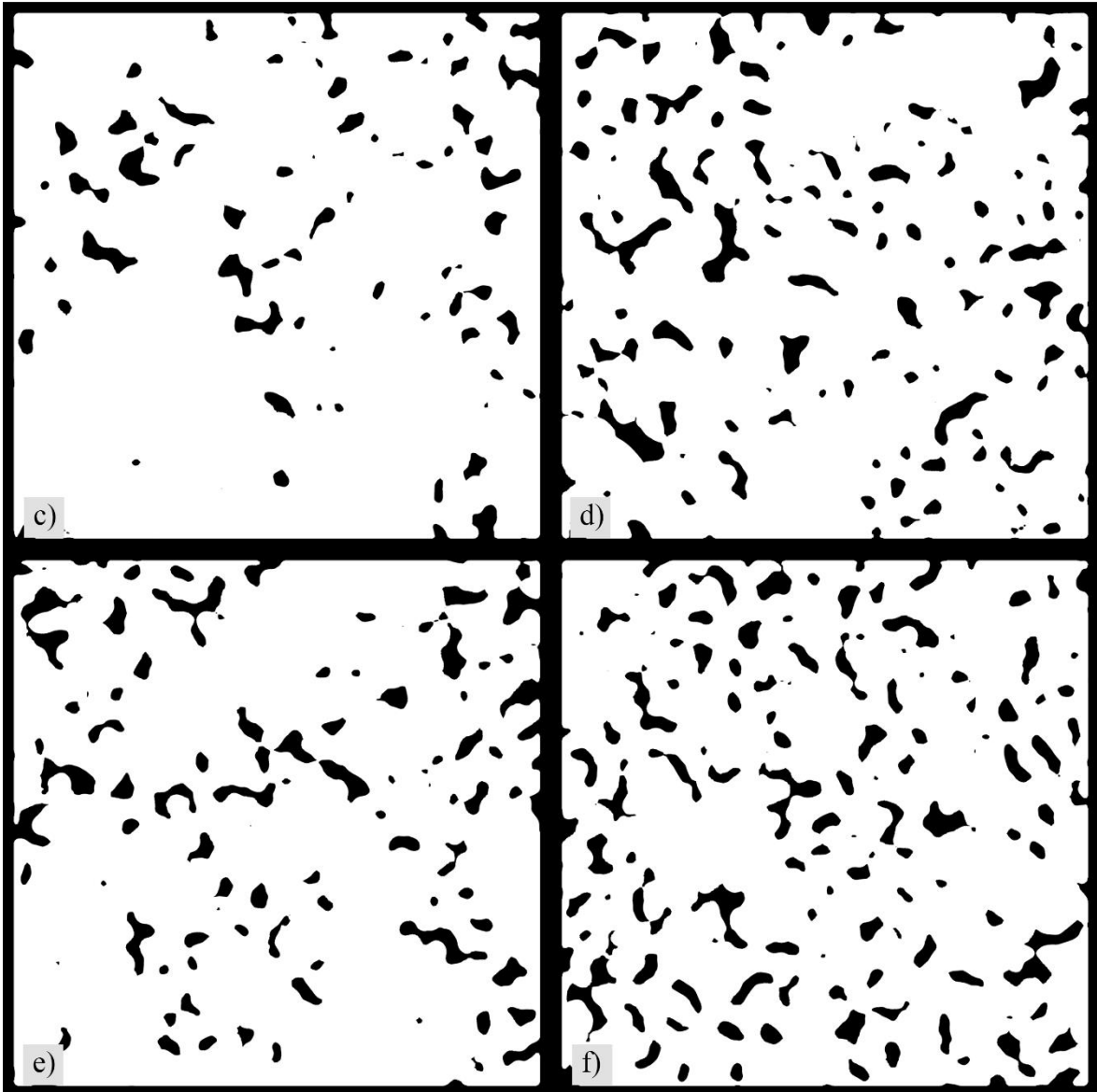
Slika 74. 9 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



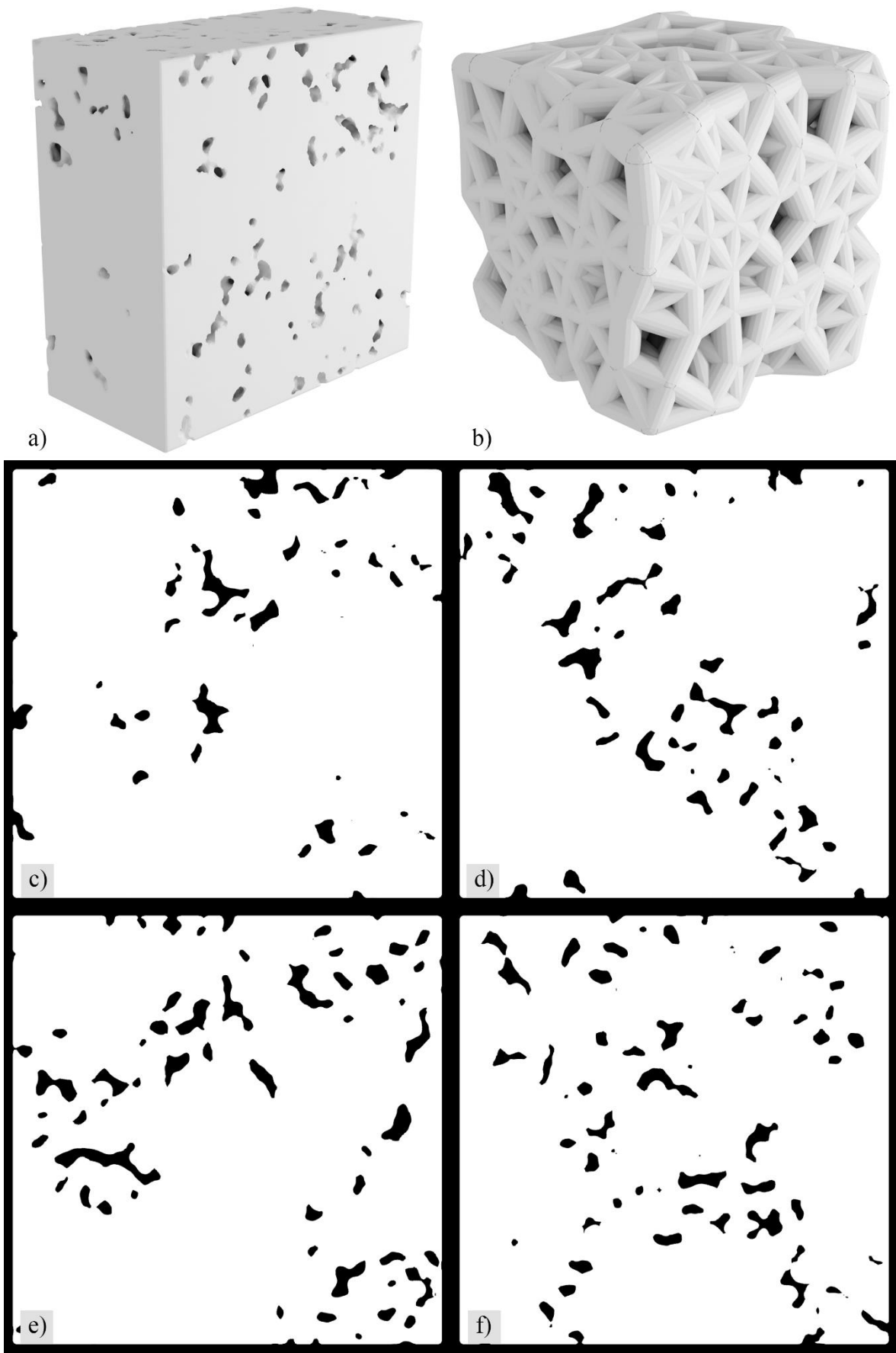
a)



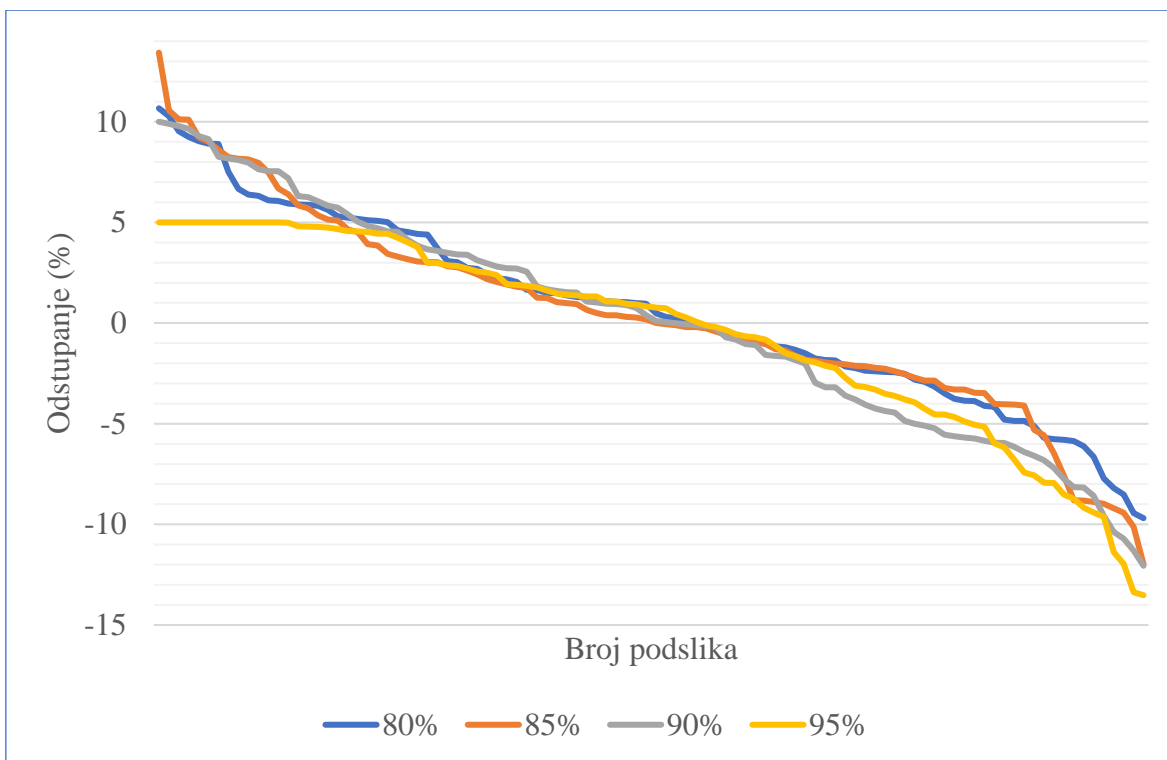
b)



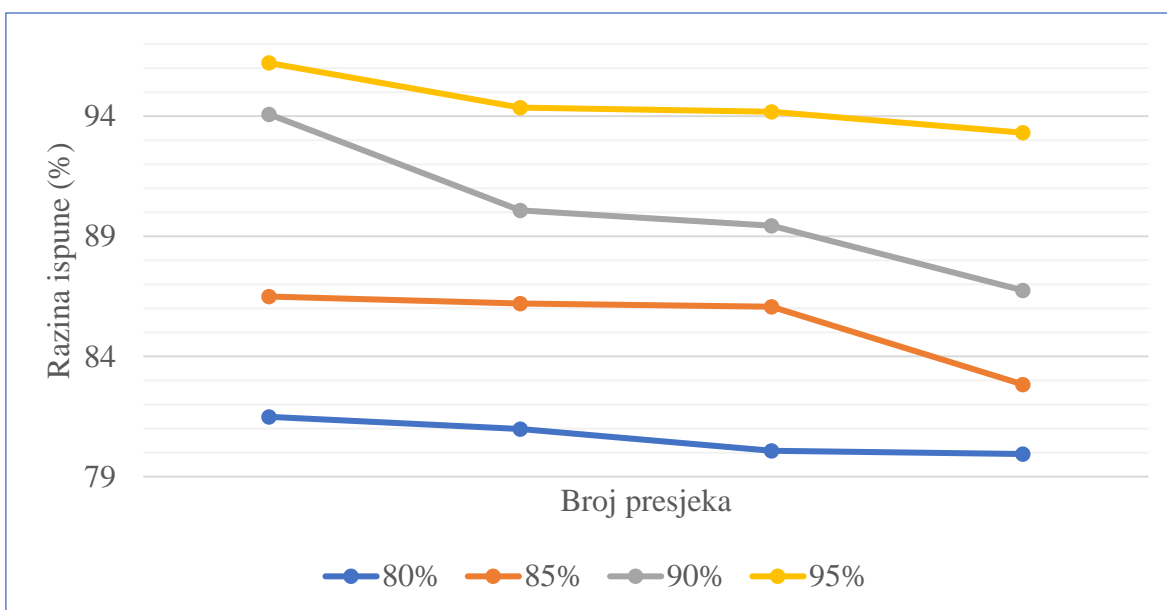
Slika 75. 9 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 76. 9 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



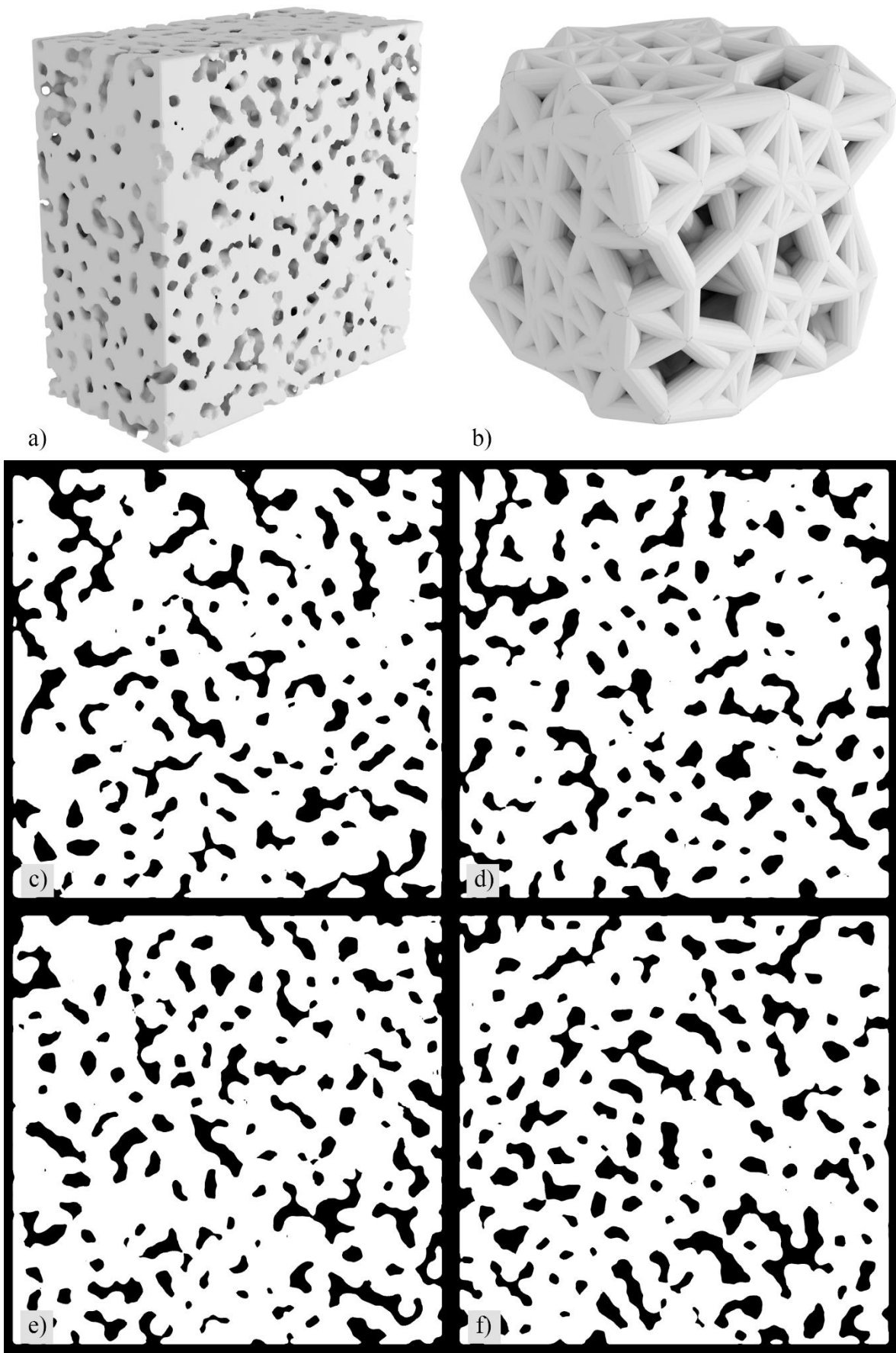
Slika 77. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 9 spona



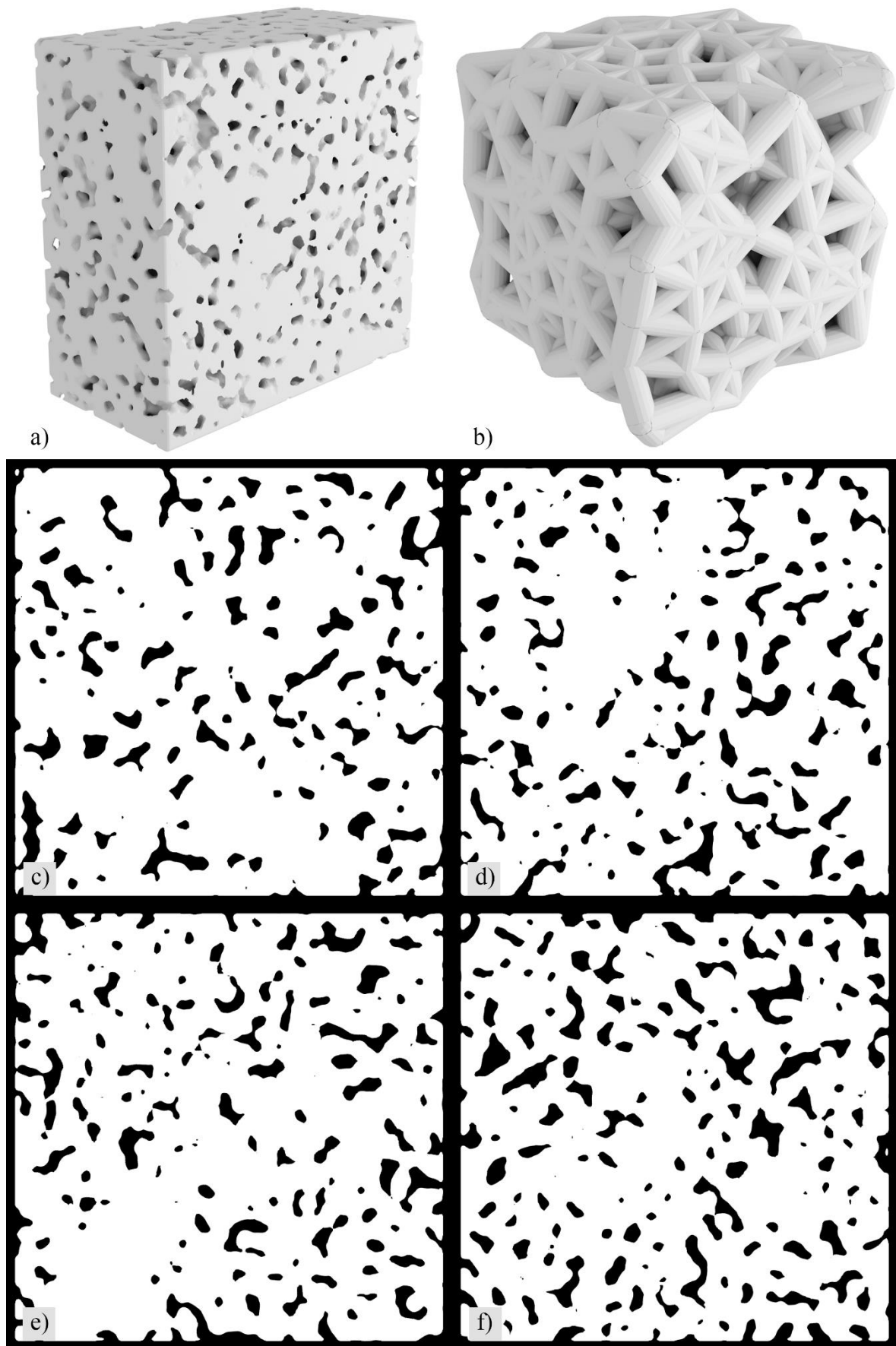
Slika 78. Razina ispunje za presjeke modela sa 9 spona

Tablica 13. Razina ispunje za presjeke modela sa 9 spona

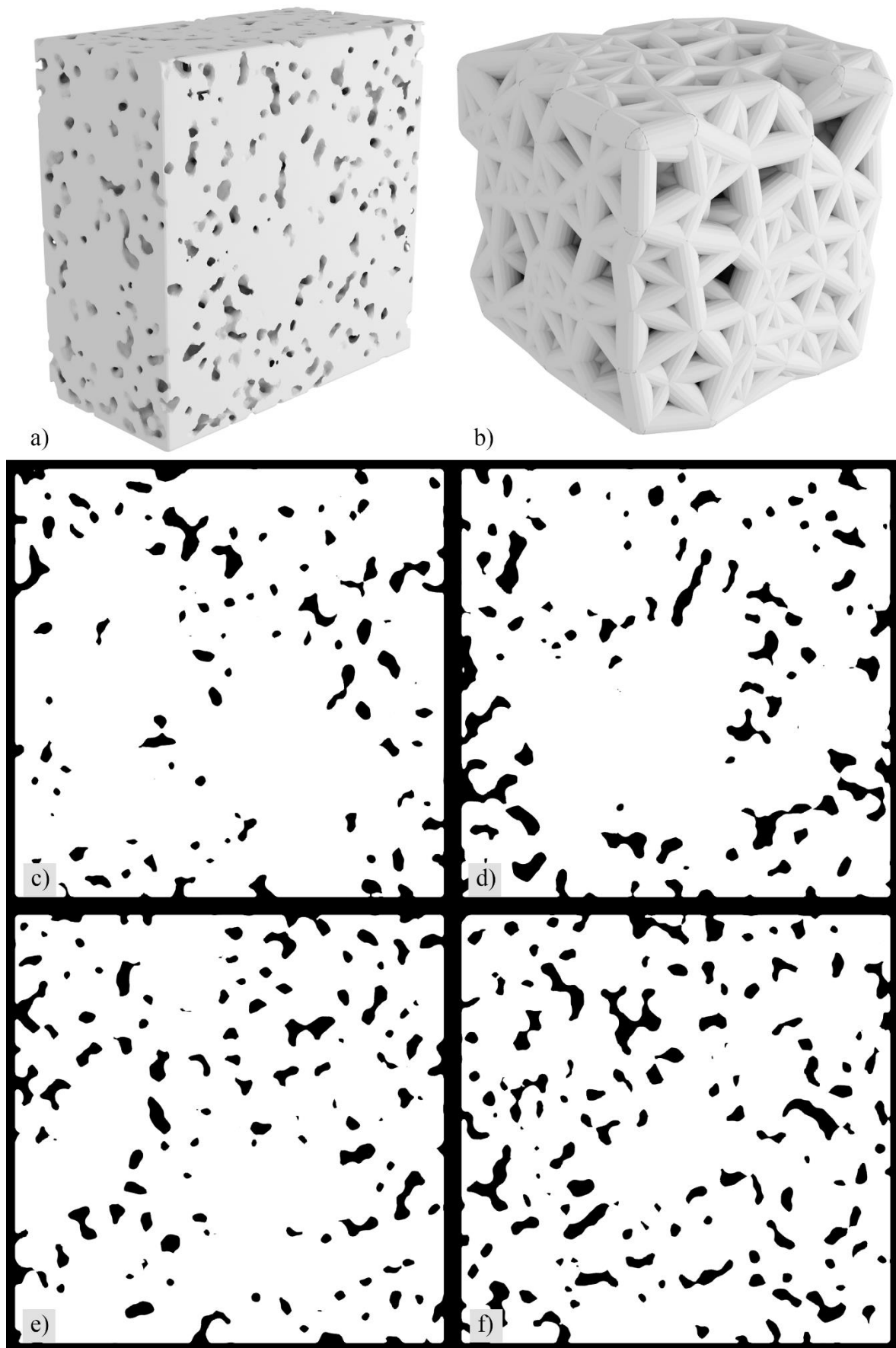
80%	85%	90%	95%
81.4893	86.4944	94.0807	96.2149
80.9832	86.2016	90.0806	94.3564
80.0811	86.0687	89.4408	94.1796
79.9413	82.8360	86.7508	93.3118



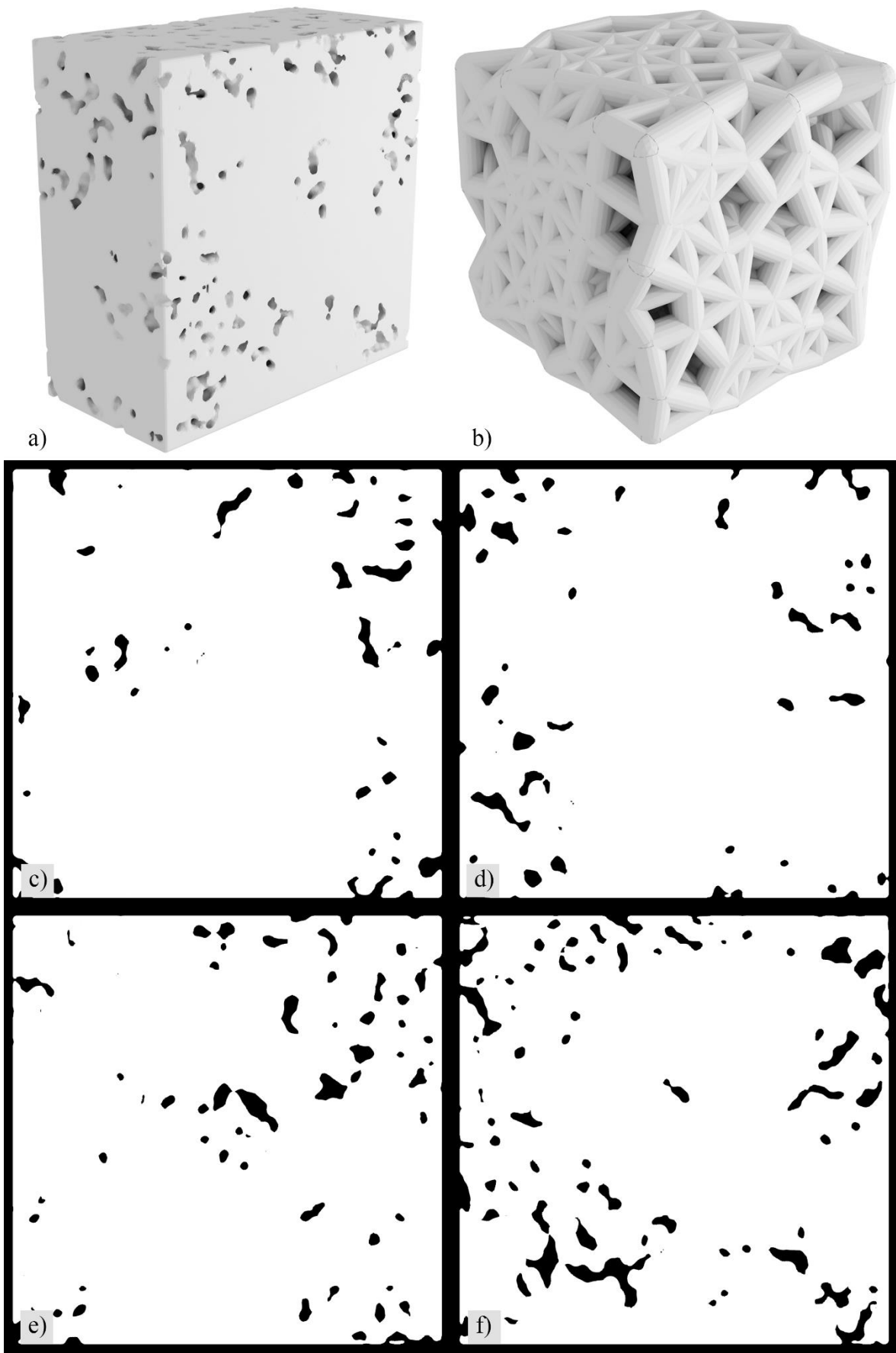
Slika 79. 10 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



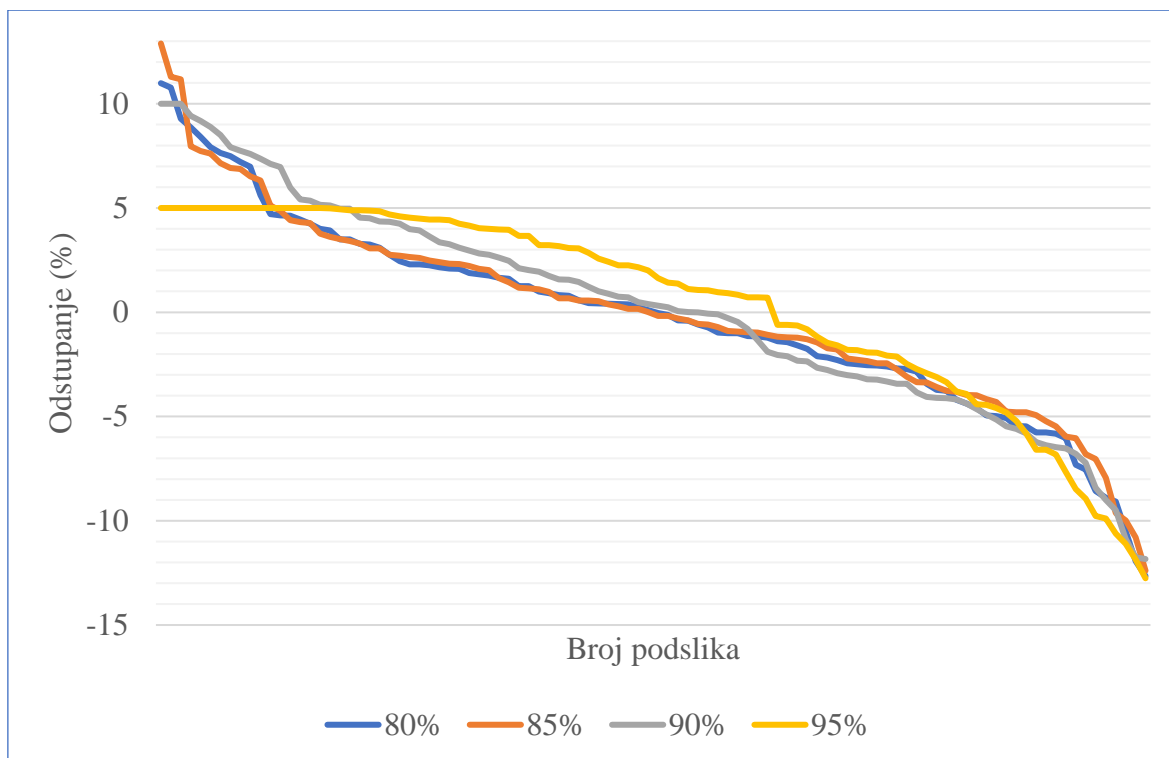
Slika 80. 10 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



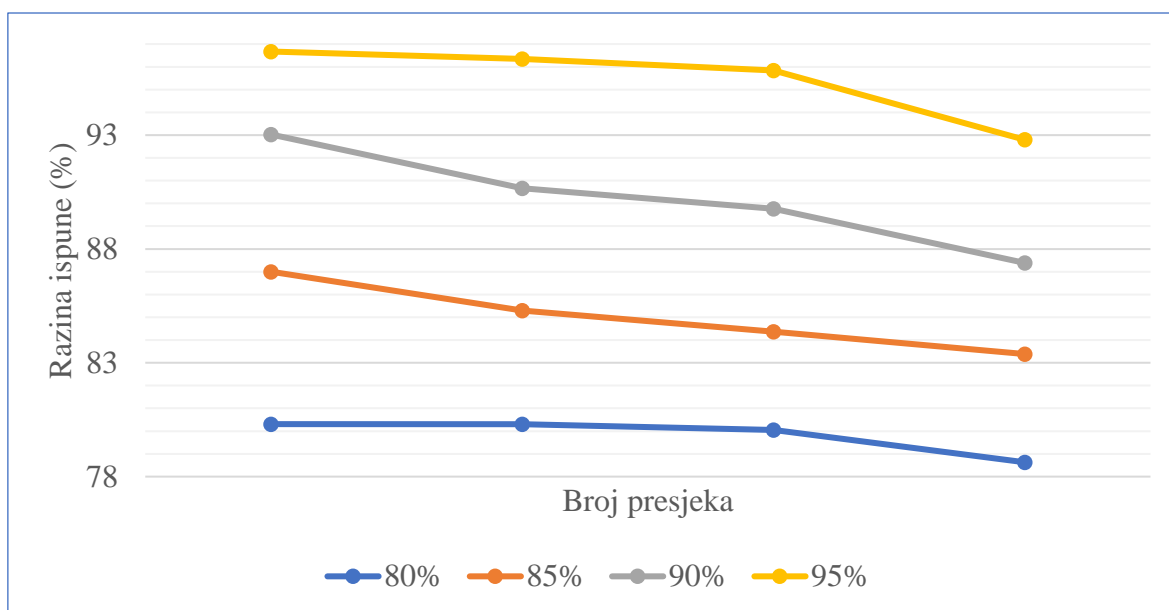
Slika 81. 10 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 82. 10 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



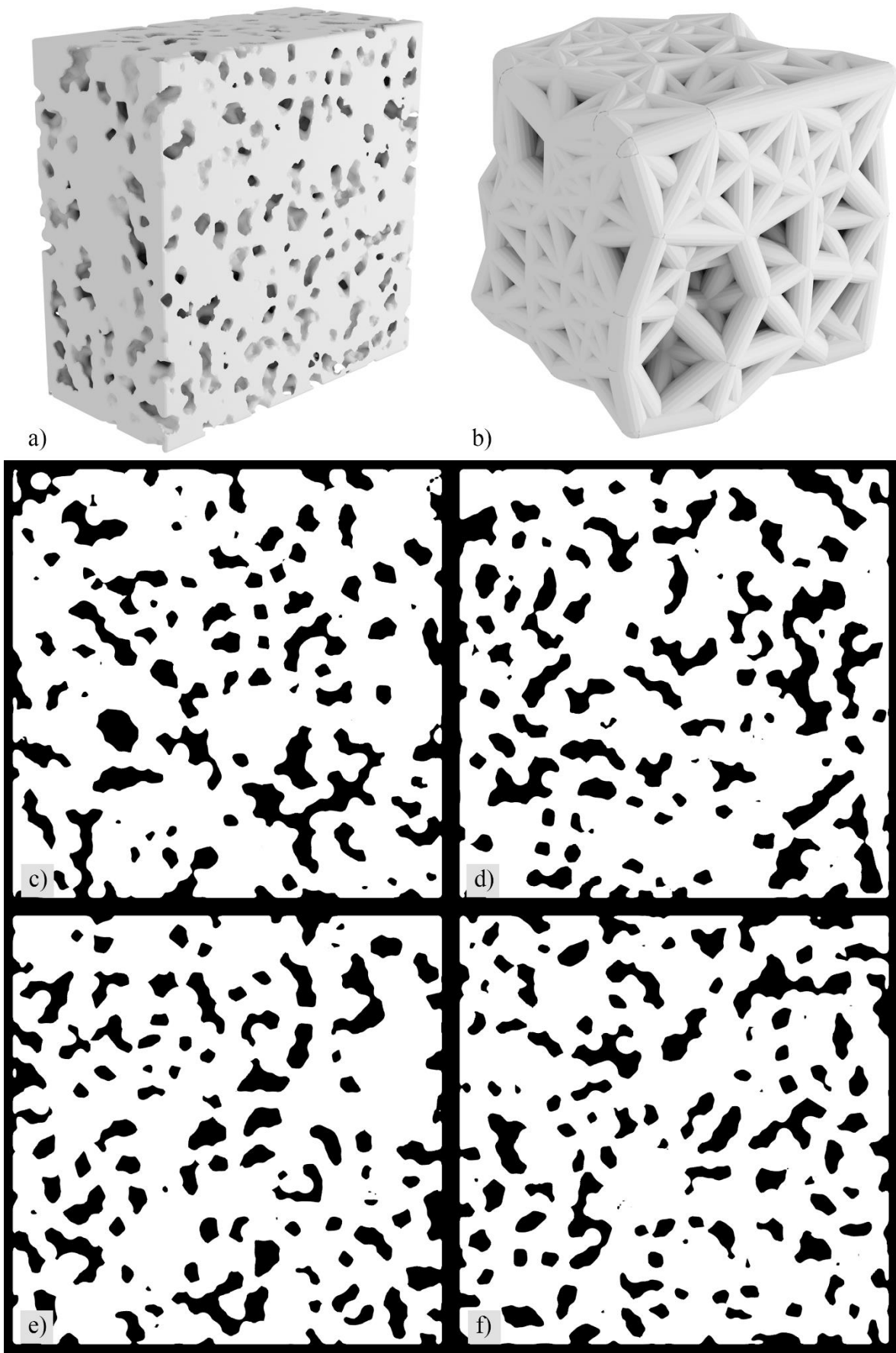
Slika 83. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 10 spona



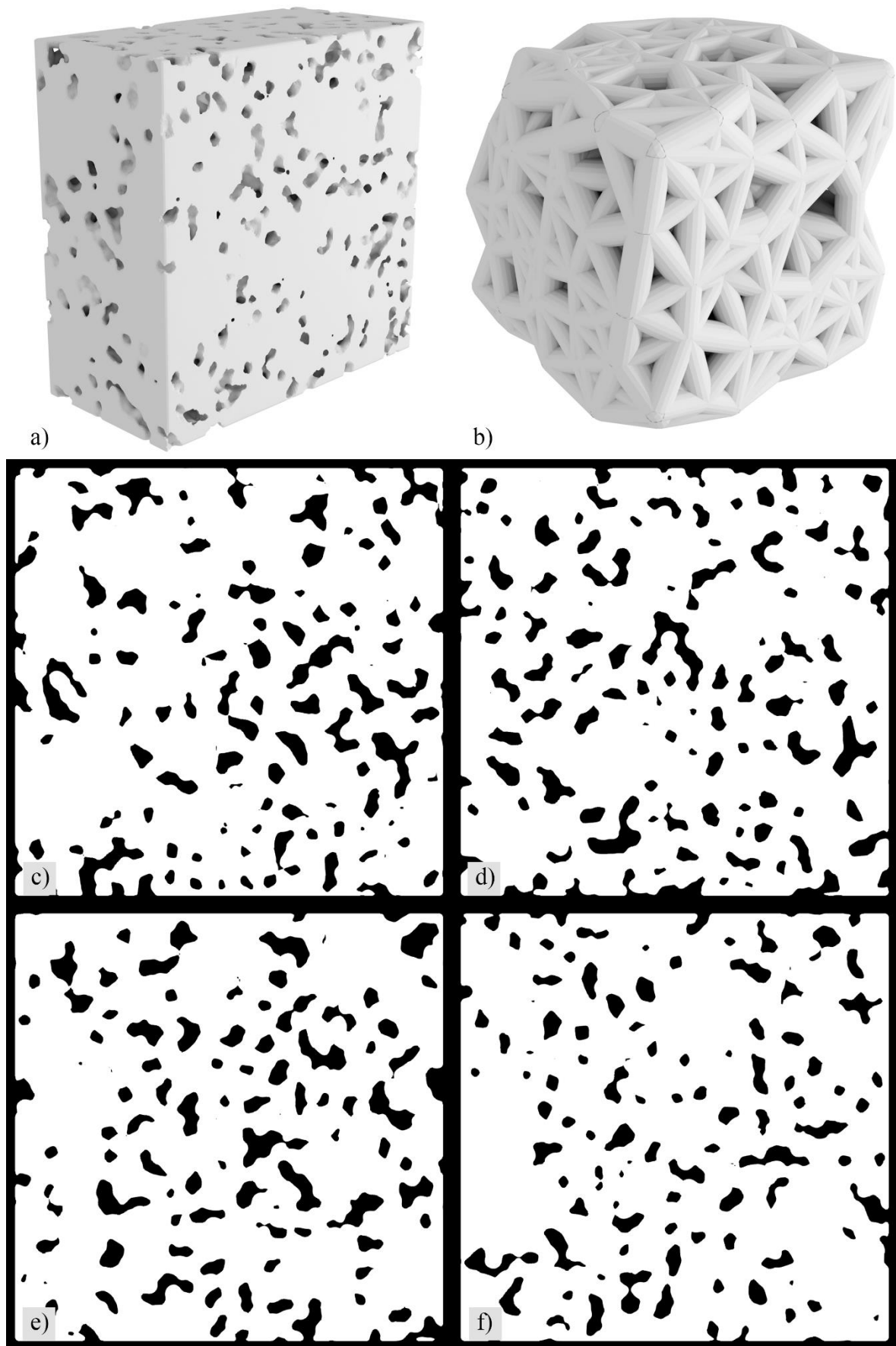
Slika 84. Razina ispunje za presjeke modela sa 10 spona

Tablica 14. Razina ispunje za presjeke modela sa 10 spona

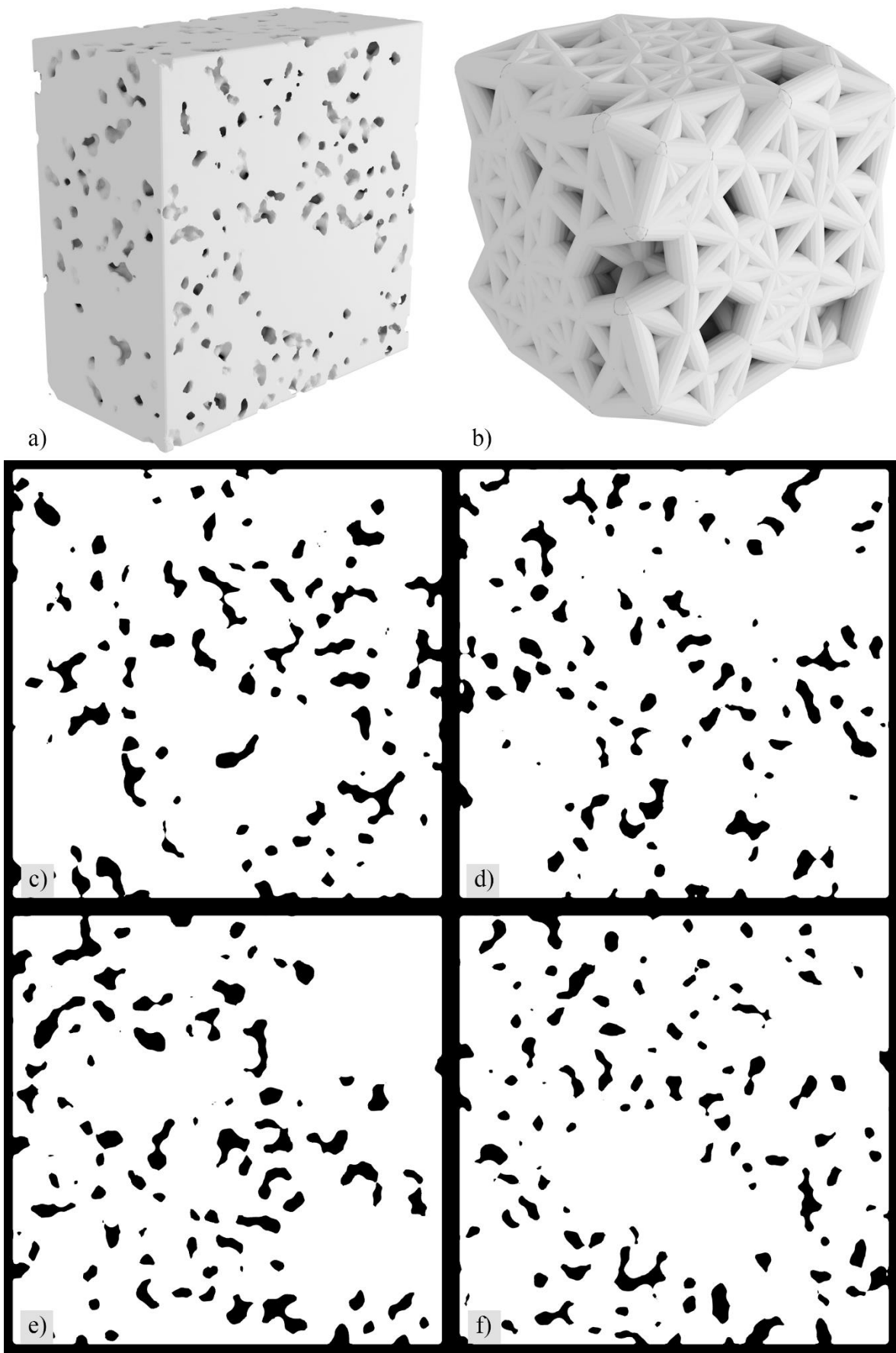
80%	85%	90%	95%
80.3060	87.0021	93.0298	96.6717
80.2984	85.3000	90.6603	96.3486
80.0516	84.3605	89.7592	95.8355
78.6310	83.3843	87.3856	92.7963



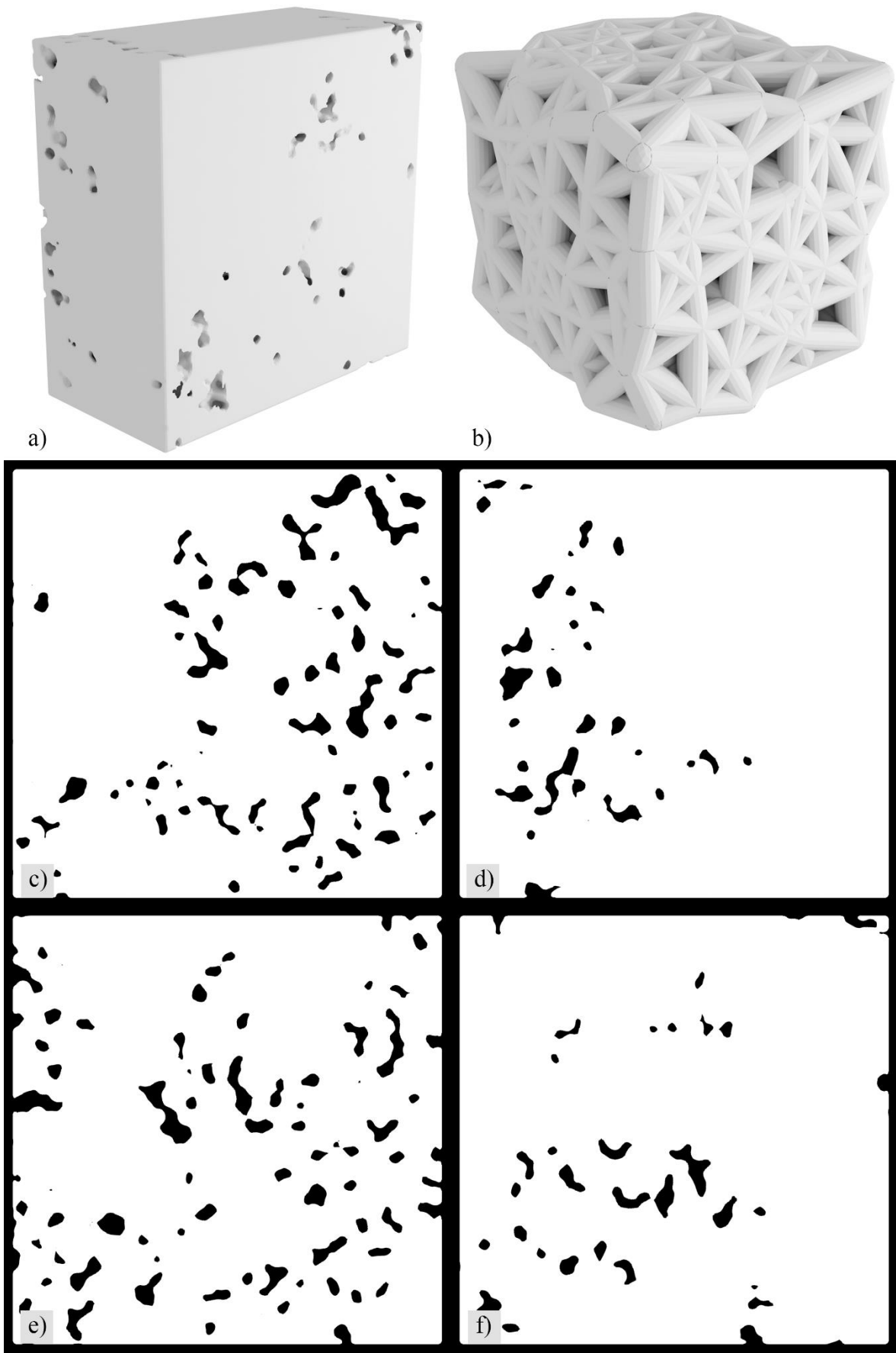
Slika 85. 11 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



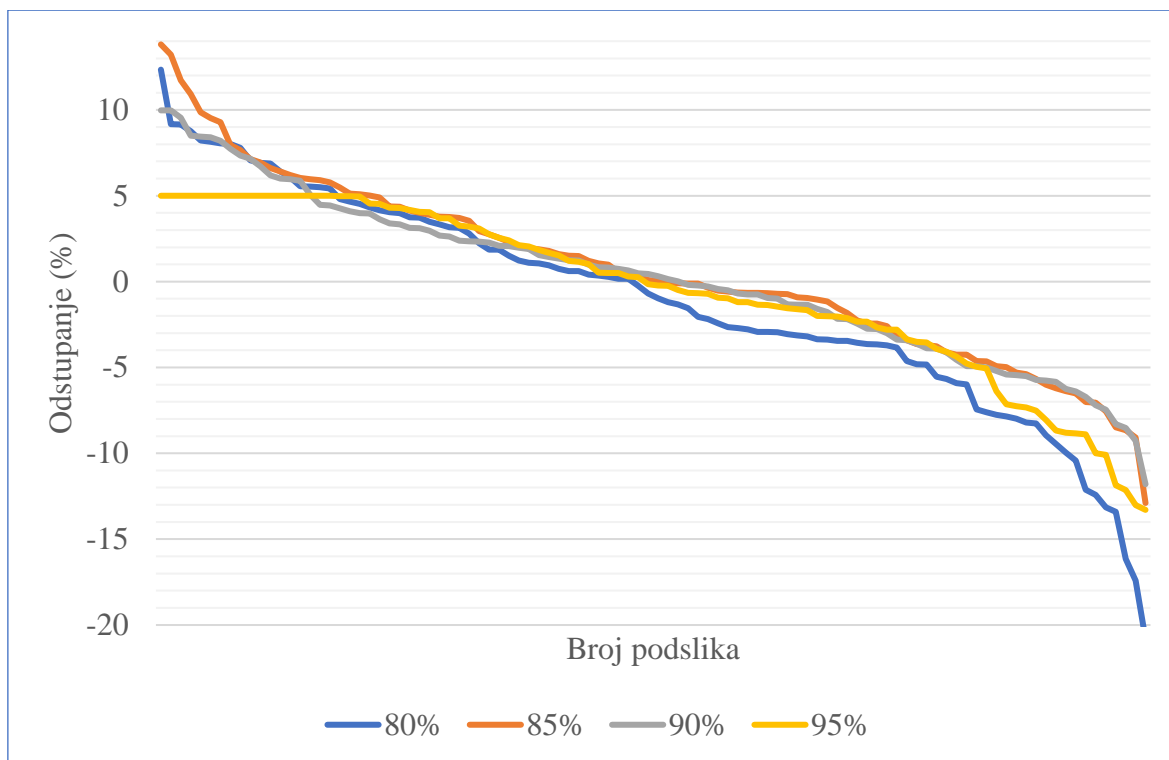
Slika 86. 11 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



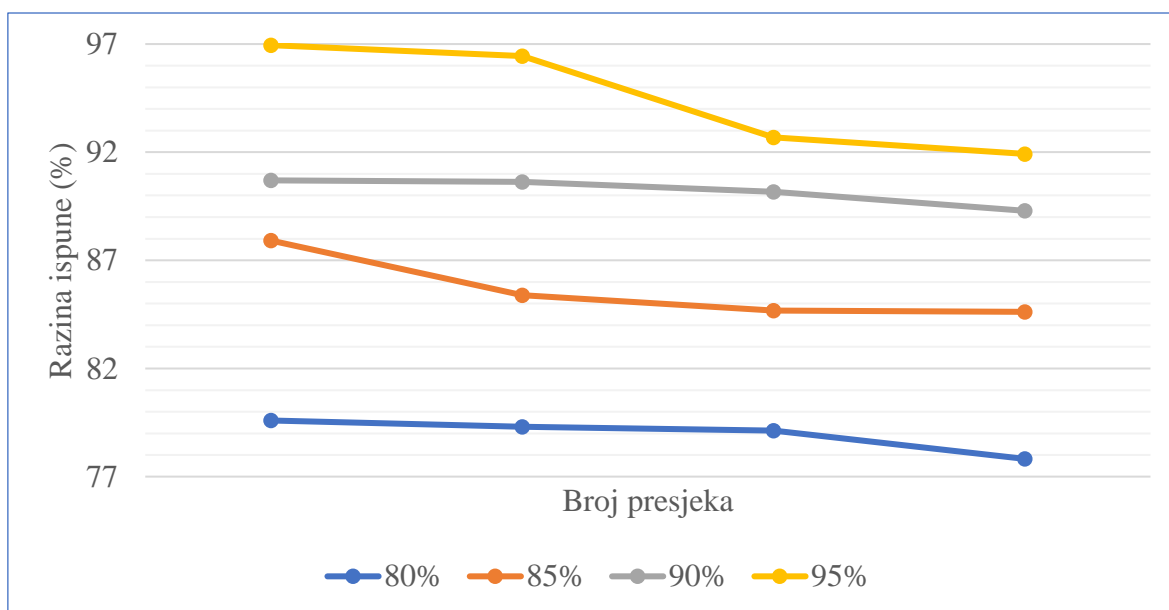
Slika 87. 11 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 88. 11 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



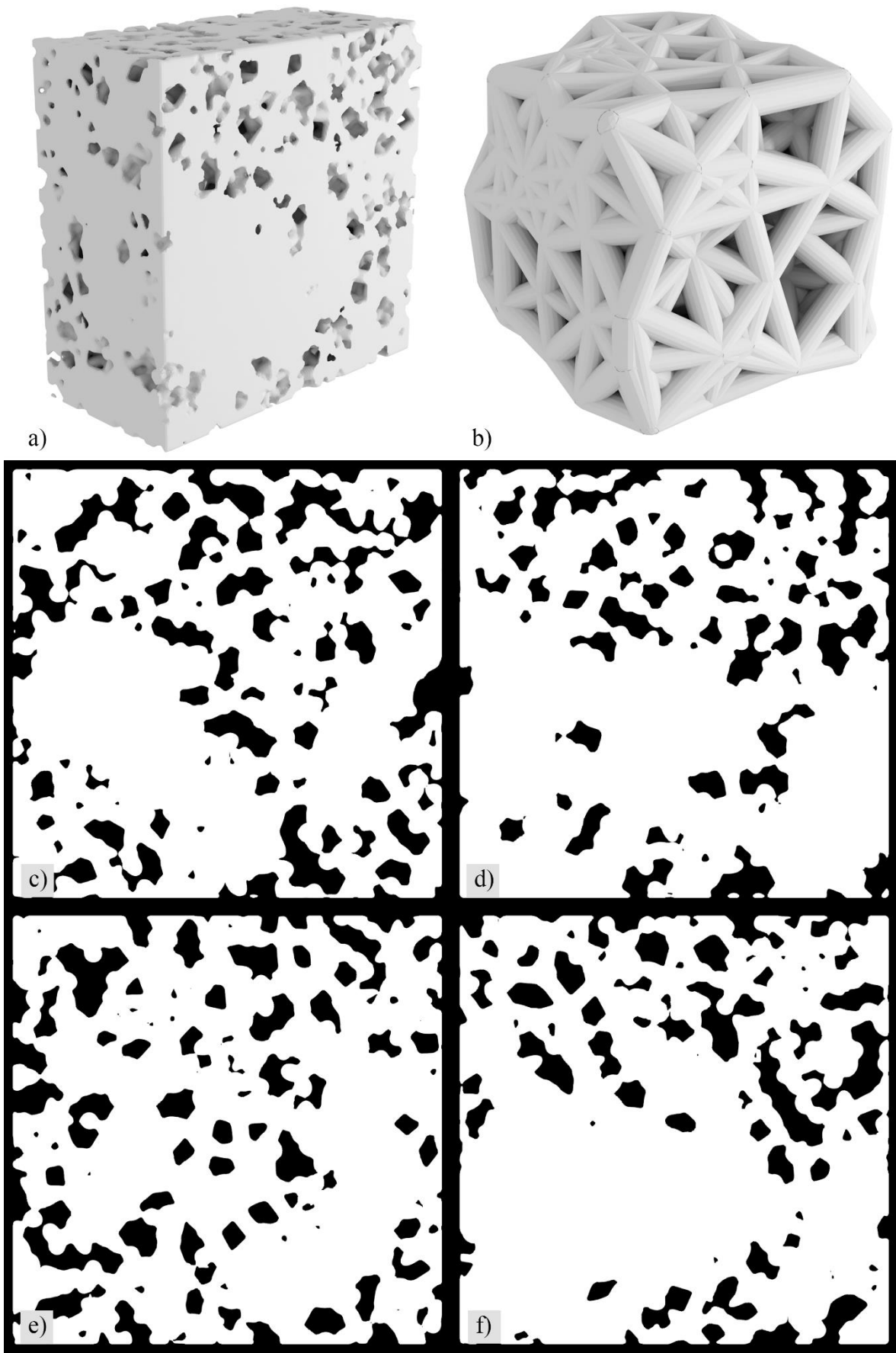
Slika 89. Odstupanje razine ispunje podslika za modele sa 11 spona



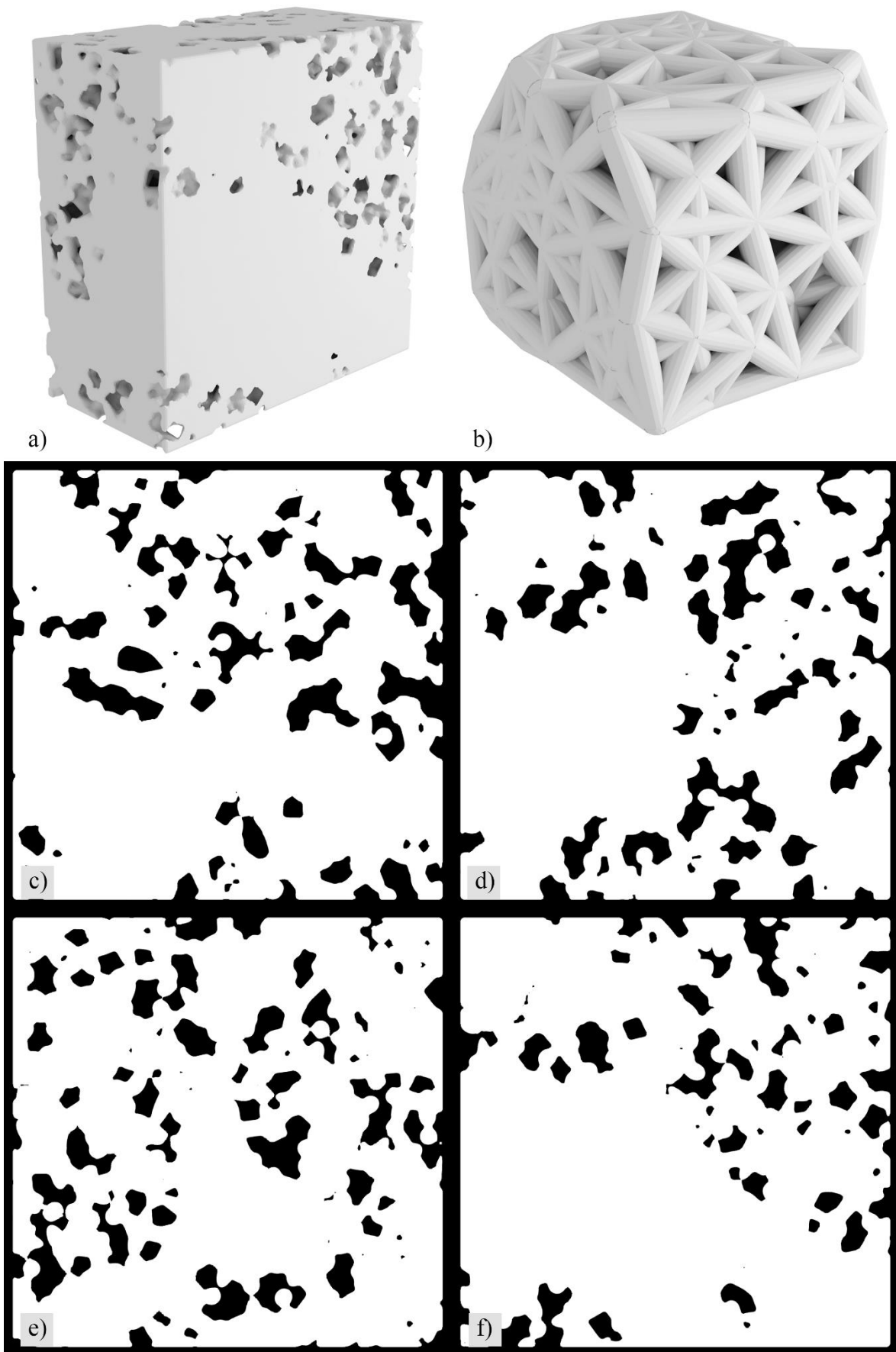
Slika 90. Razina ispunje za presjeke modela sa 11 spona

Tablica 15. Razina ispunje za presjeke modela sa 11 spona

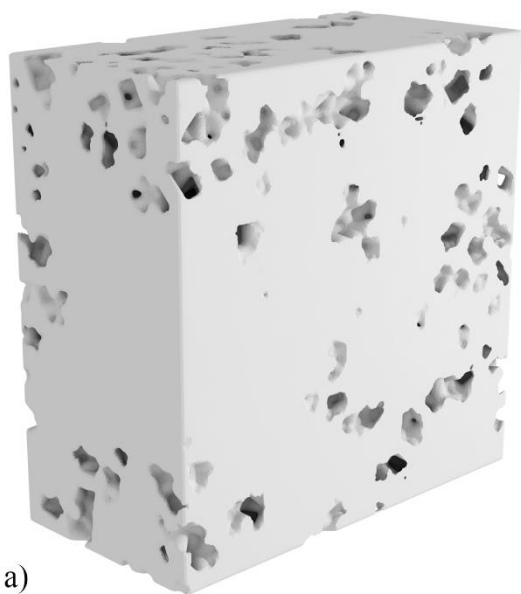
80%	85%	90%	95%
79.5957	87.9150	90.6975	96.9484
79.3026	85.3844	90.6352	96.4409
79.1283	84.6729	90.1689	92.6811
77.8204	84.6187	89.2913	91.9221



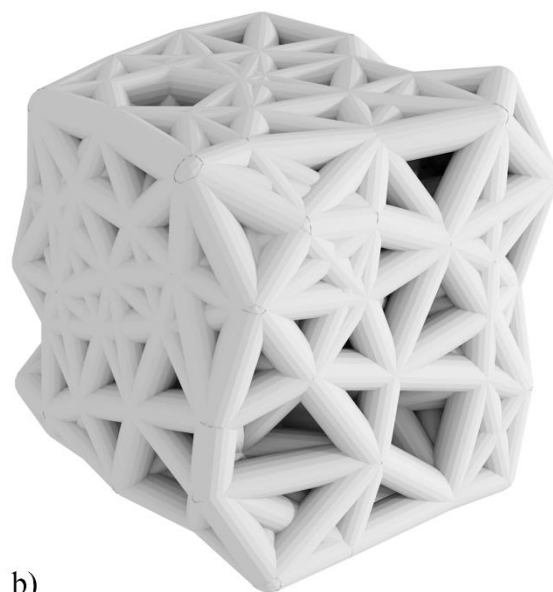
Slika 91. 12 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



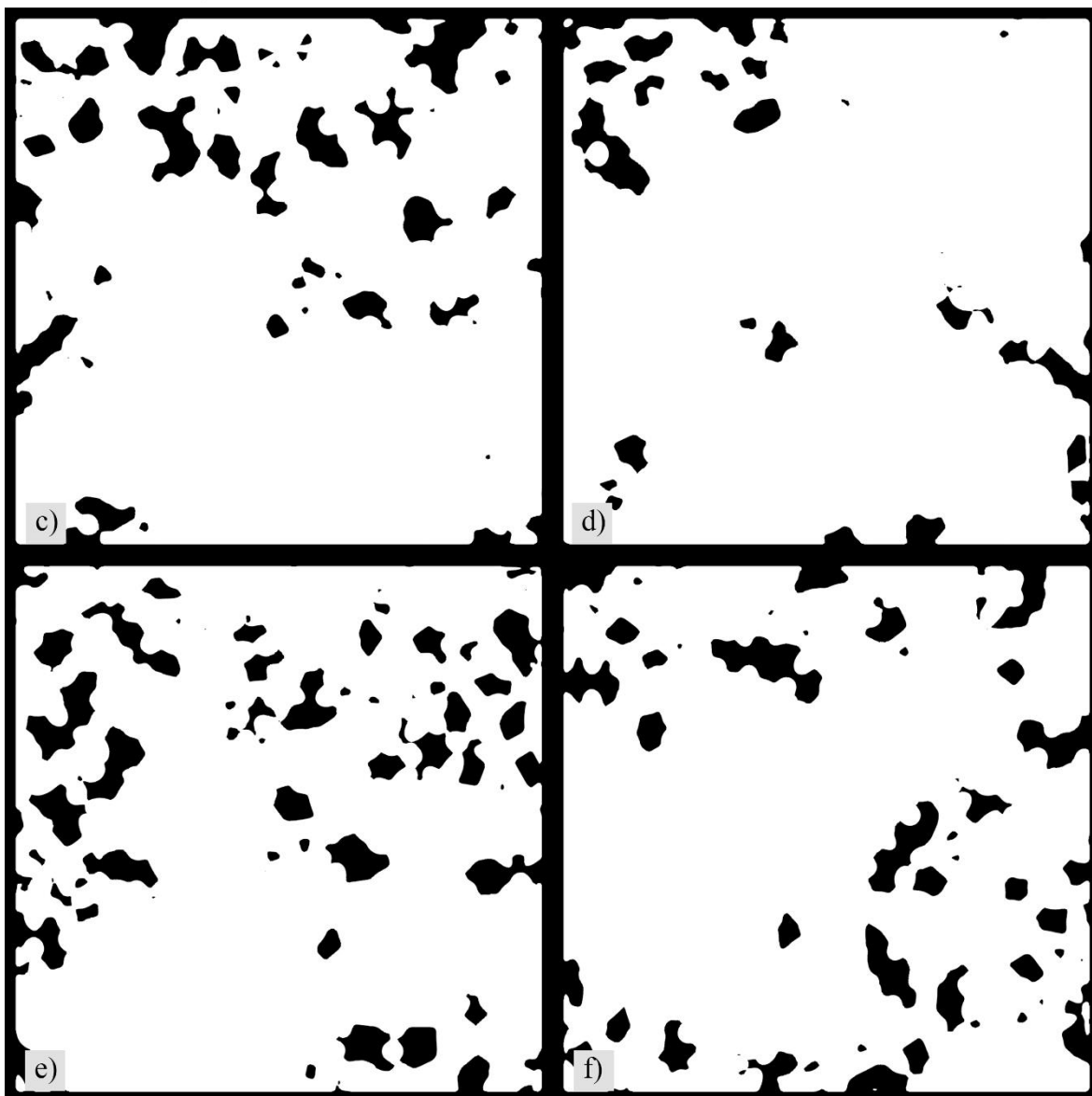
Slika 92. 12 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



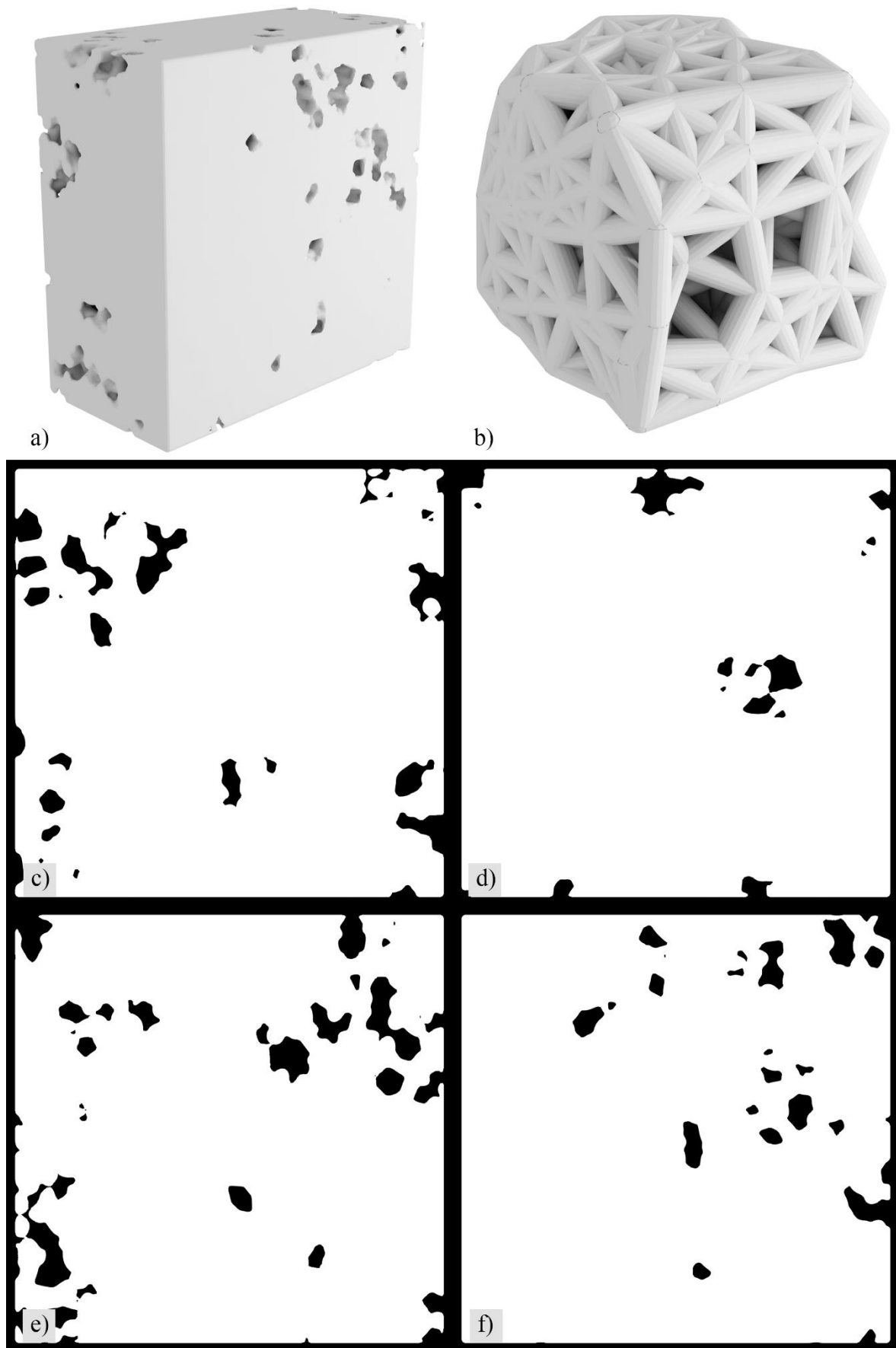
a)



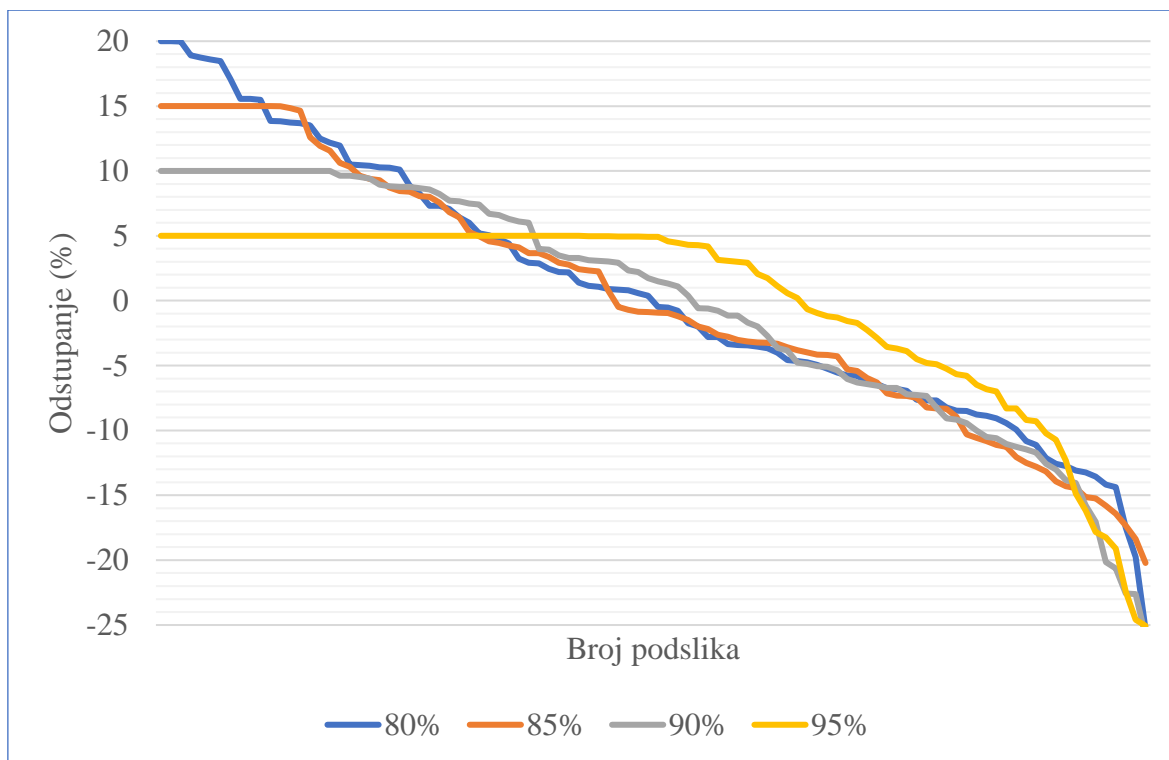
b)



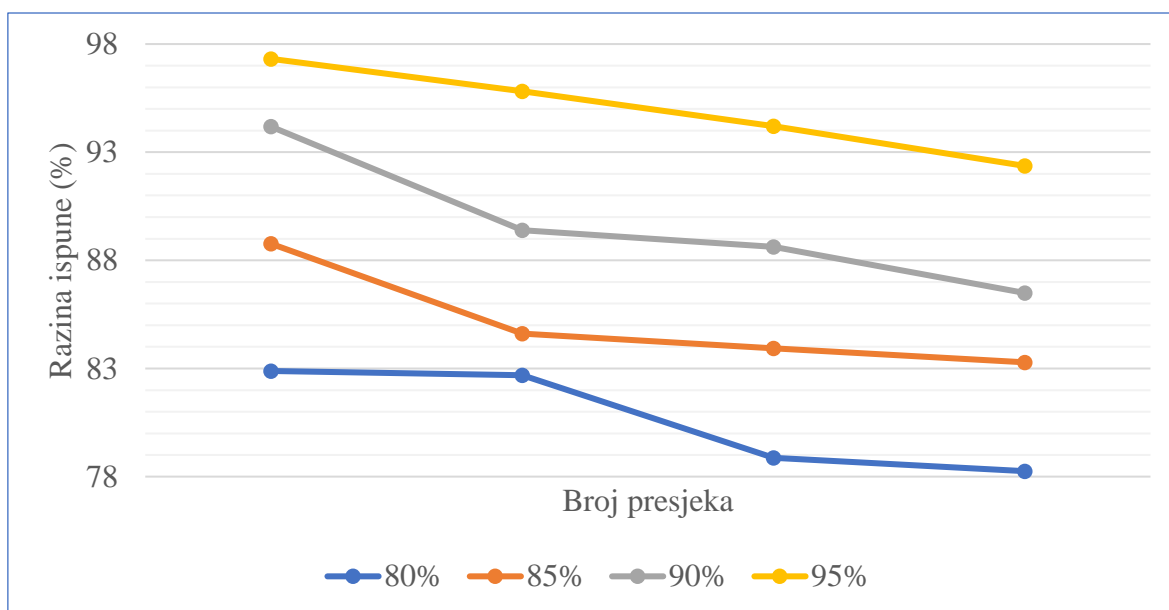
Slika 93. 12 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 94. 12 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci



Slika 95. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 12 spona



Slika 96. Razina ispune za presjeke modela sa 12 spona

Tablica 16. Razine ispune za presjeke modela sa 12 spona

80%	85%	90%	95%
82.8851	88.7675	94.1826	97.3169
82.6895	84.6178	89.3905	95.8241
78.8689	83.9330	88.6198	94.1972
78.2535	83.2853	86.4910	92.3662

4.3.2. VARIJABILNOST RAZINE ISPUNE

Ovaj dio istraživanja bavi se utvrđivanjem utjecaja nasumične promjene pozicija točaka i povećanja broja točaka na porast i promjenu razine ispune.

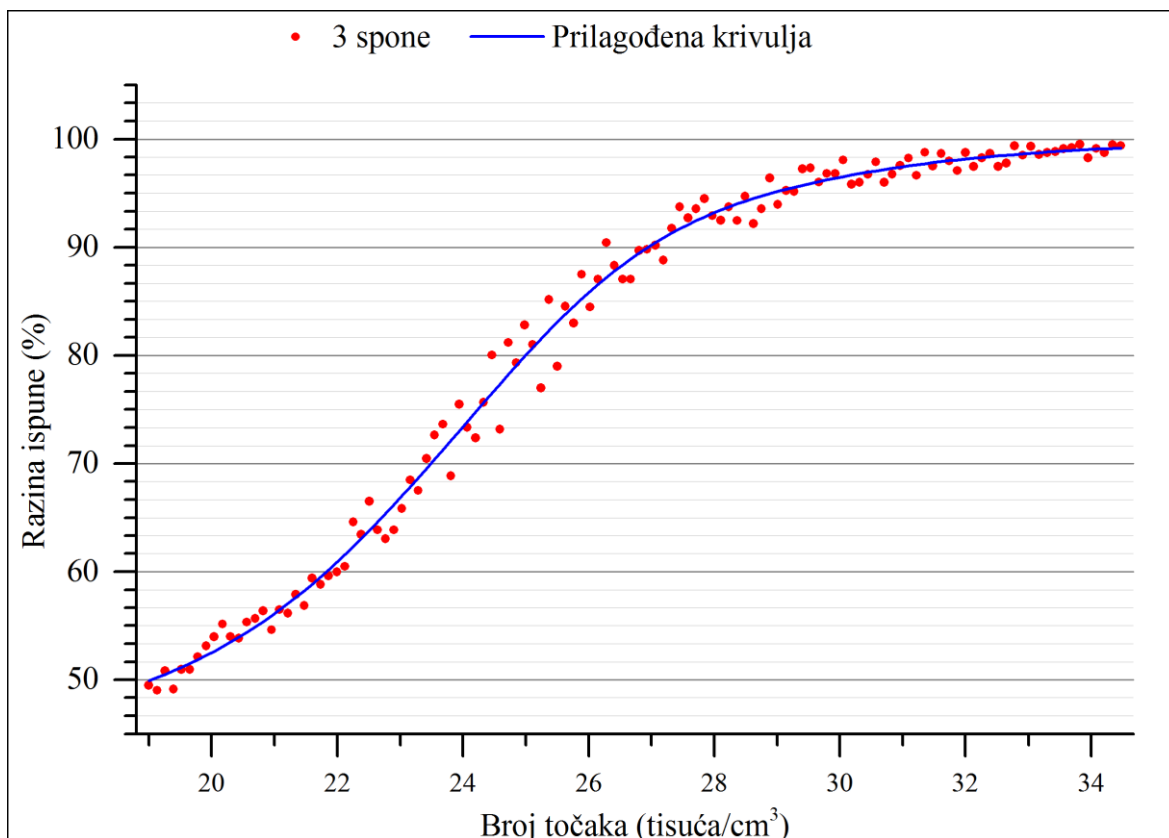
Generirani su 3D modeli sa 3 do 12 spona po točki i napravljeno je prilagođavanje krivulje za sve modele. Rezultati pokazuju da Biphasic Dose Response sigmoidalna funkcija [311] najbolje opisuje odnos broja točaka i razine ispune:

$$y = A1 + (A2 - A1) \left[\frac{p}{1 + 10^{(LOG_x 01 - x)h1}} + \frac{1 - p}{1 + 10^{(LOG_x 02 - x)h2}} \right] \quad (4)$$

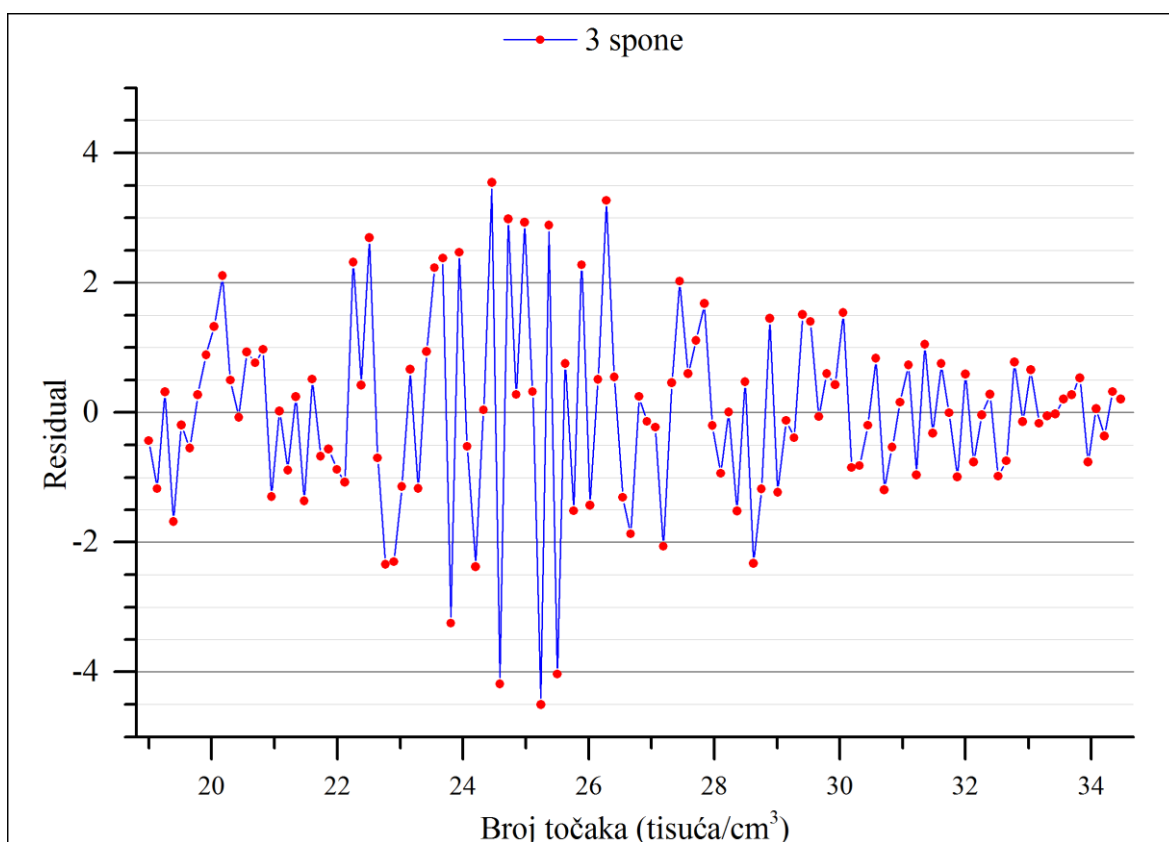
Ovo predstavlja zanimljiv rezultat obzirom da je ovaj tip funkcije gotovo isključivo povezan sa biologijom, konkretnije sa farmakologijom i toksikologijom [312], [313]. Funkcija opisuje odziv bioloških procesa na povećanje količine određene tvari [314] ili stanja [315]. Dobiveni rezultati prikazani su za svaku konfiguraciju na Slici 97. - Slike 116. Potrebno je objektivno utvrditi koja konfiguracija ima najmanje odstupanje od utvrđene funkcije. Prvo su izračunati reziduali za sve dobivene prilagođene krivulje. Oni govore koliko razina ispune pojedinog generiranog modela odstupa od krivulje. Zatim se računa suma kvadrata reziduala kako bi se odstupanje svelo na jednu vrijednost. Konačni rezultati prikazani su u Tablici 17., te pokazuju kako najmanje odstupanje ima konfiguracija sa 6 spona po točki.

Tablica 17. Poredak kvalitete varijabilnosti razine ispune prema sumi kvadrata reziduala

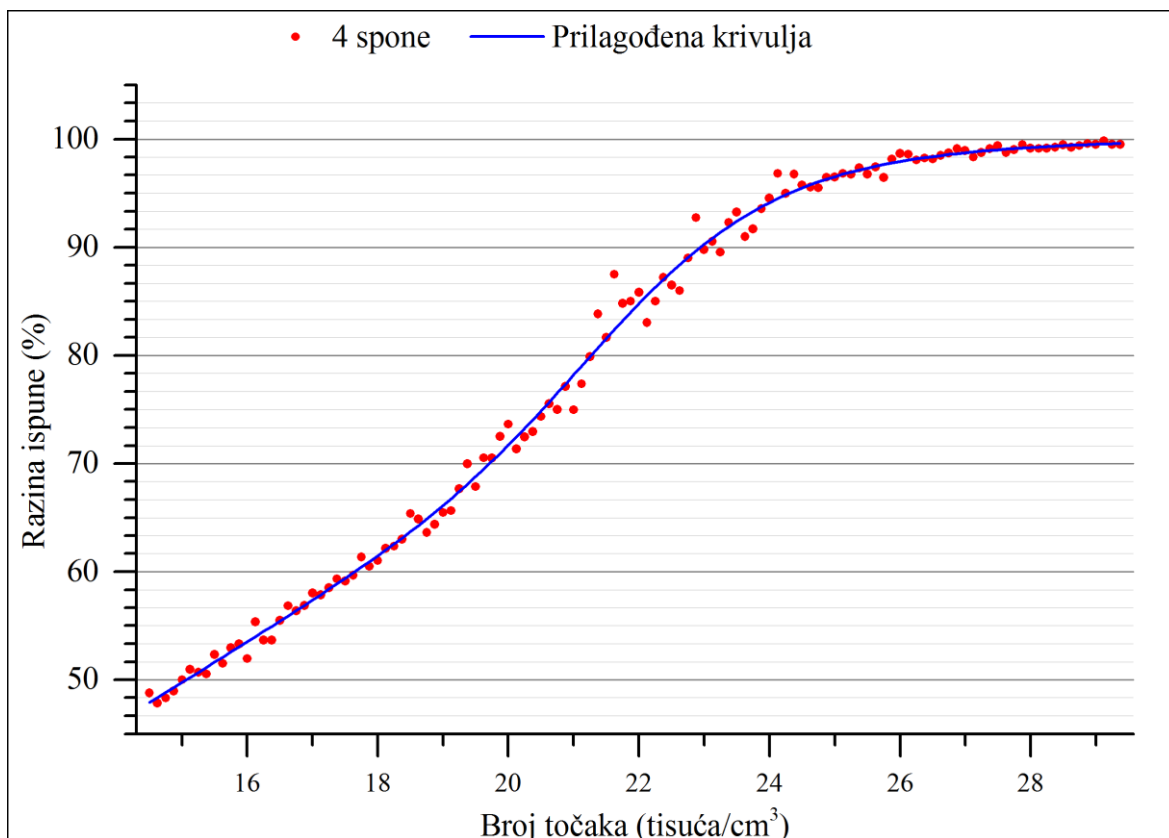
Poredak	Broj spona	RSS
1.	6	79.13
2.	8	91.10
3.	9	119.38
4.	5	125.21
5.	7	126.73
6.	10	135.91
7.	4	140.49
8.	3	249.58
9.	12	443.29
10.	11	569.51



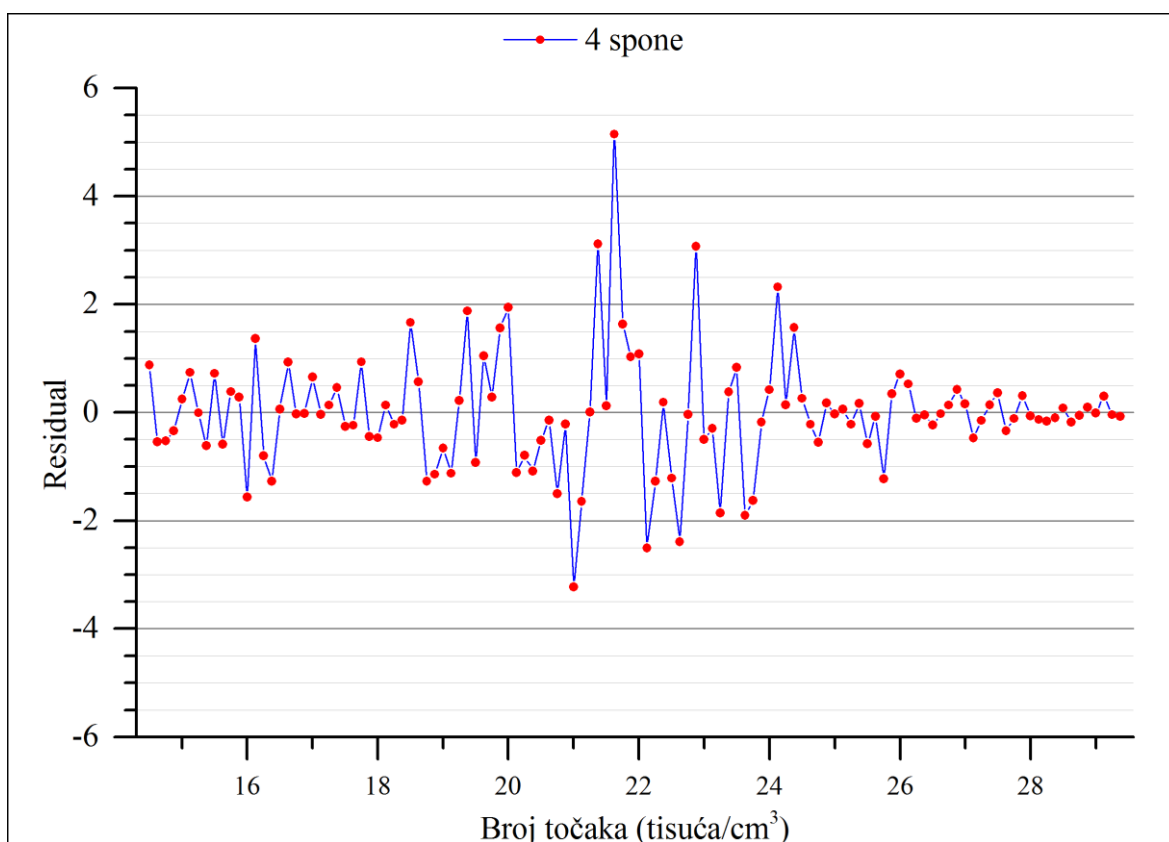
Slika 97. Prilagođena krivulja modela sa 3 spone



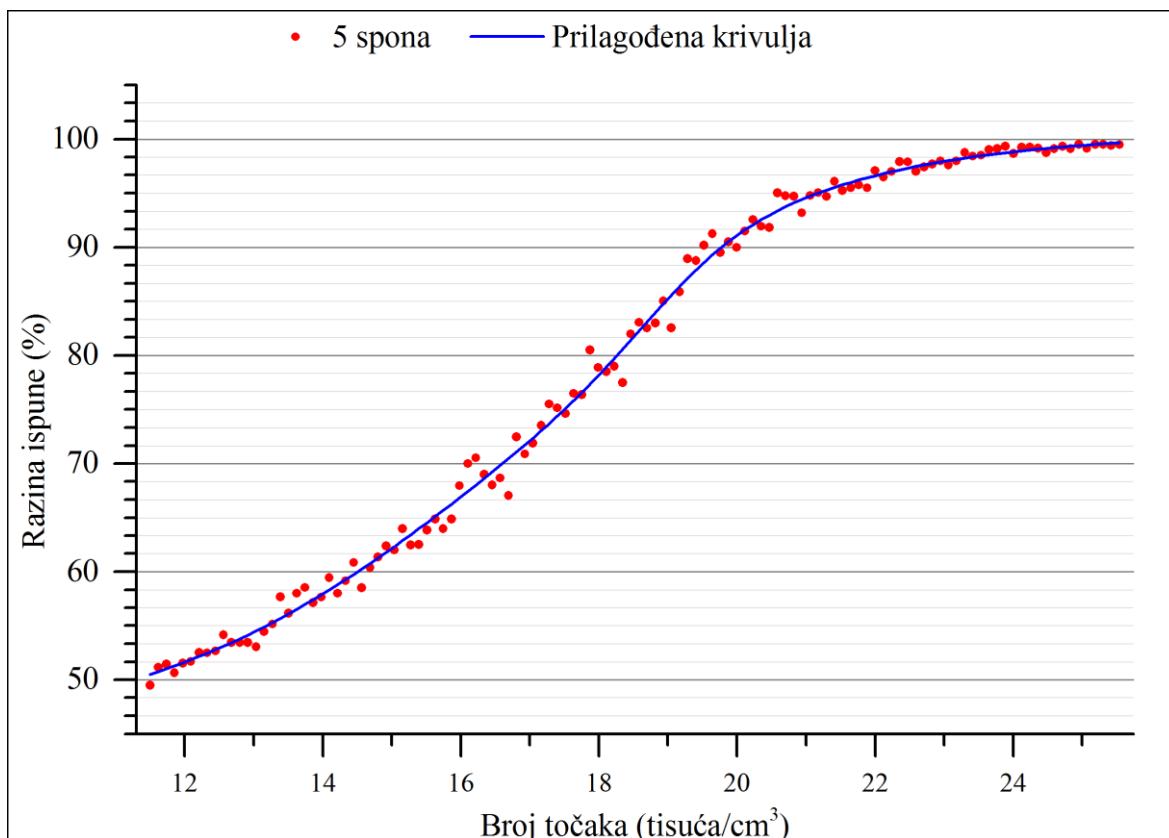
Slika 98. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 3 spone



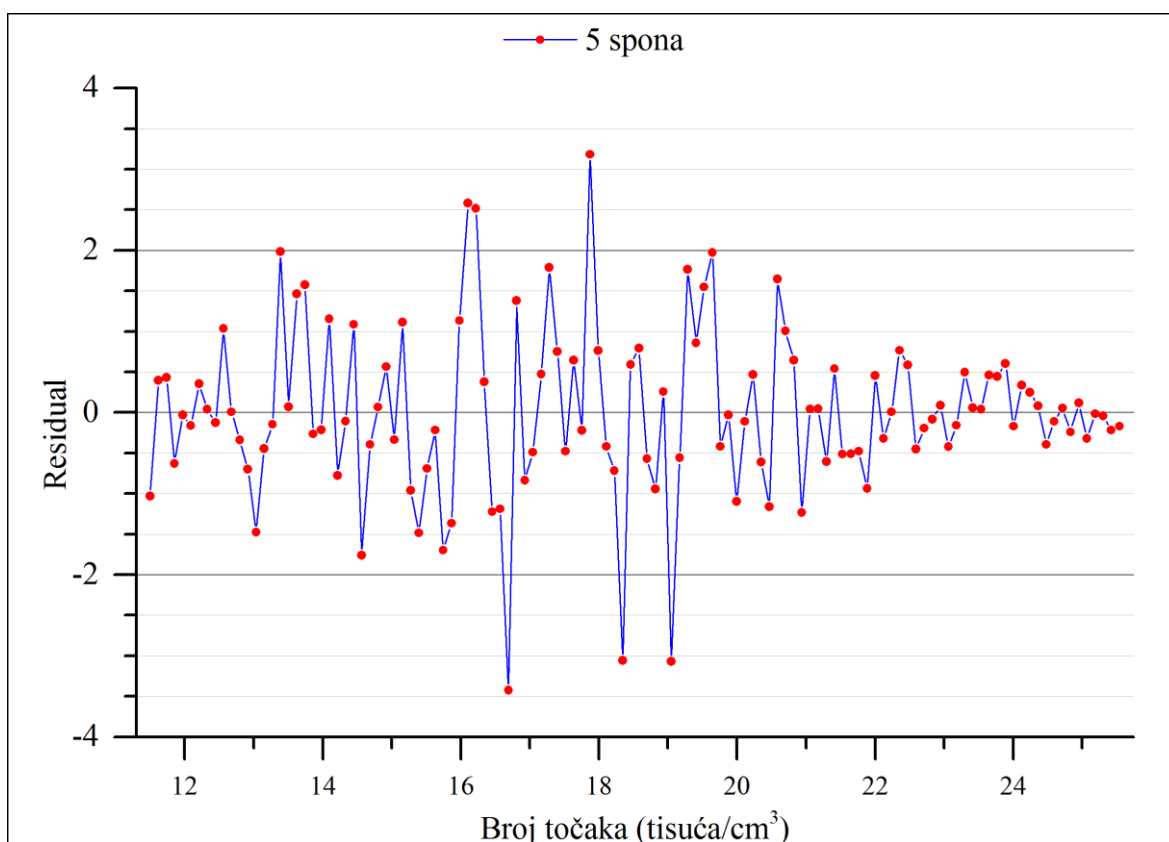
Slika 99. Prilagođena krivulja modela sa 4 spone



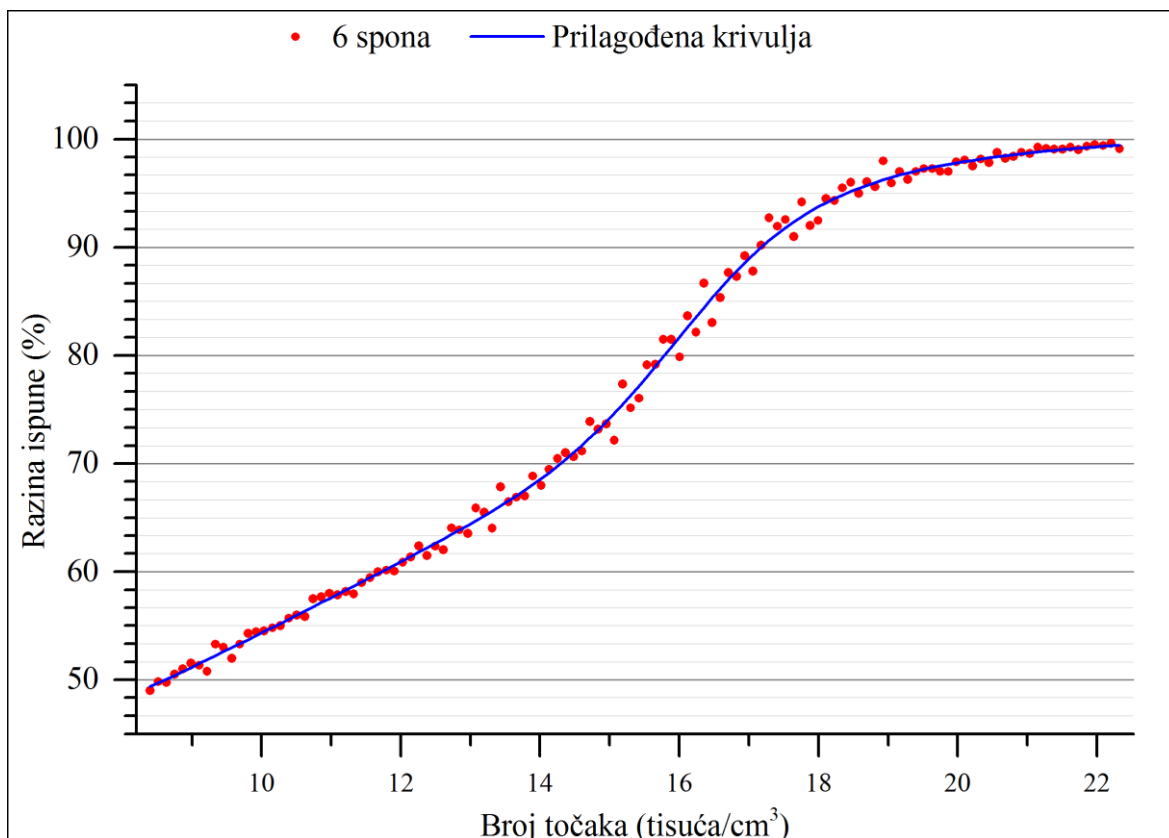
Slika 100. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 4 spone



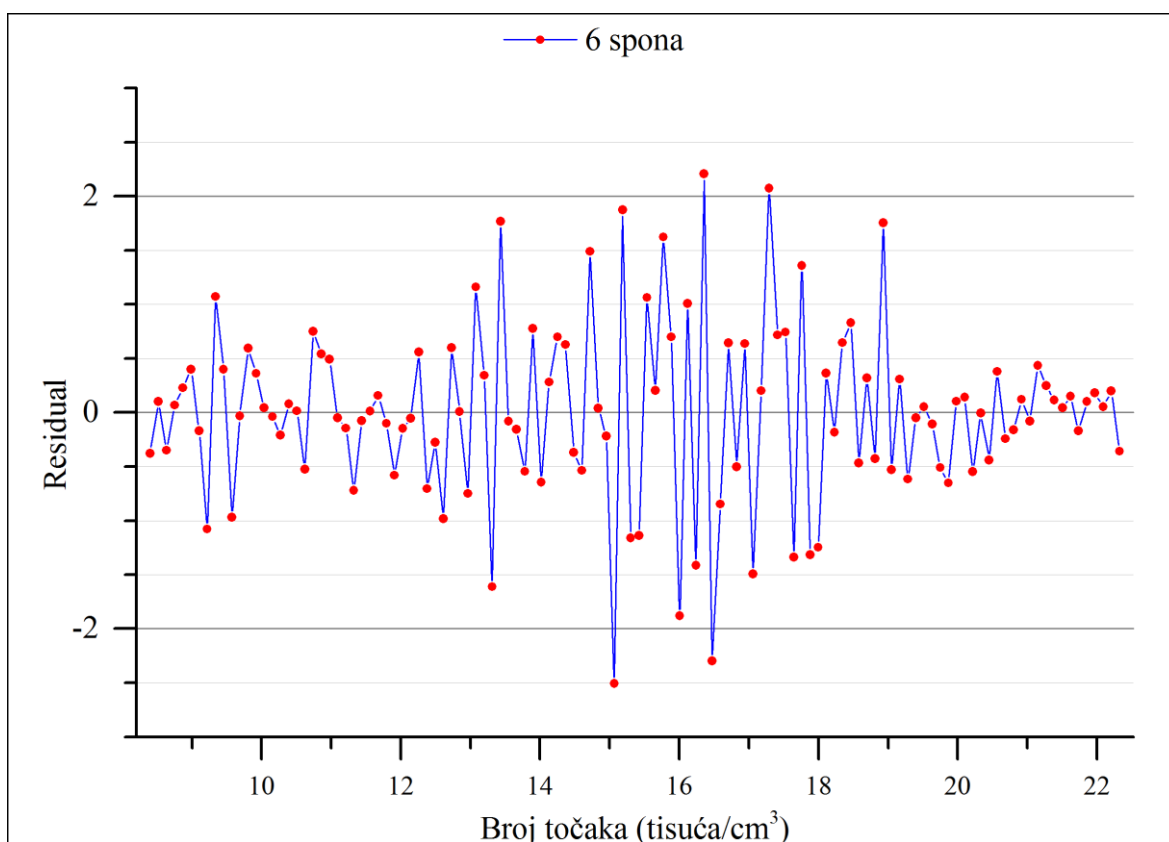
Slika 101. Prilagođena krivulja modela sa 5 spona



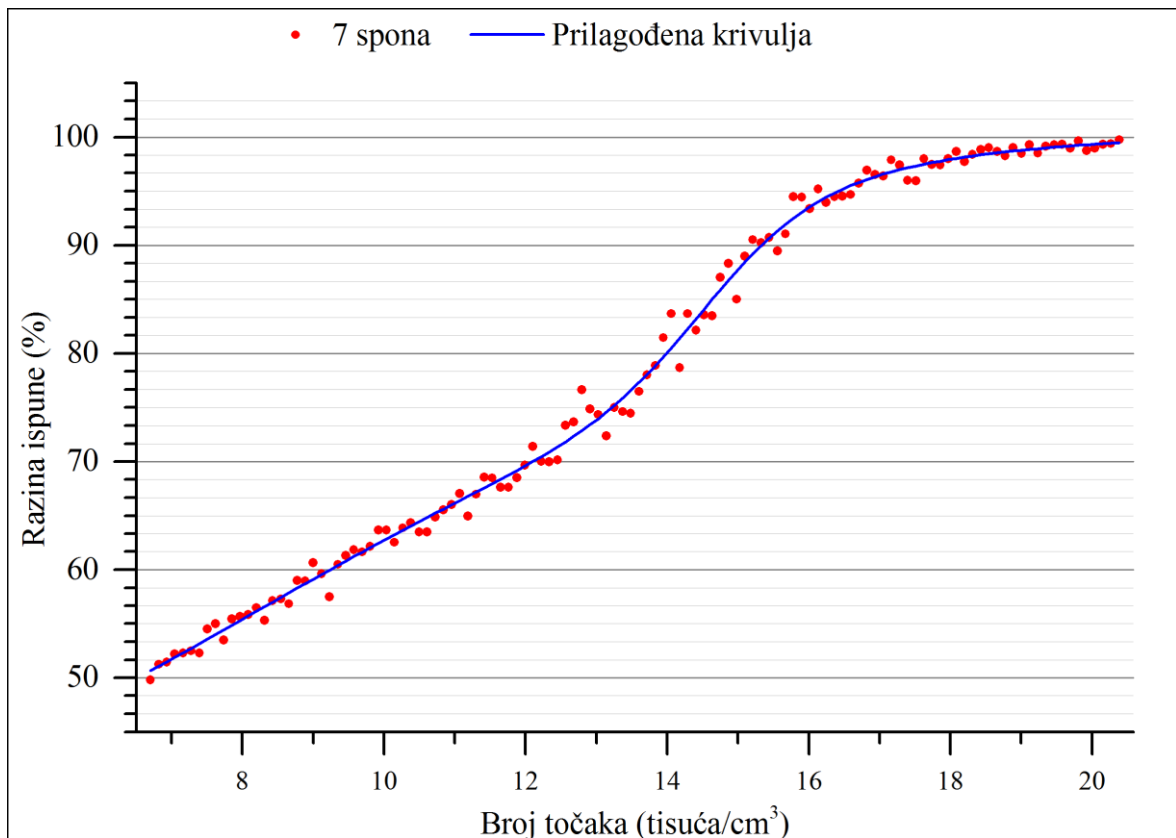
Slika 102. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 5 spona



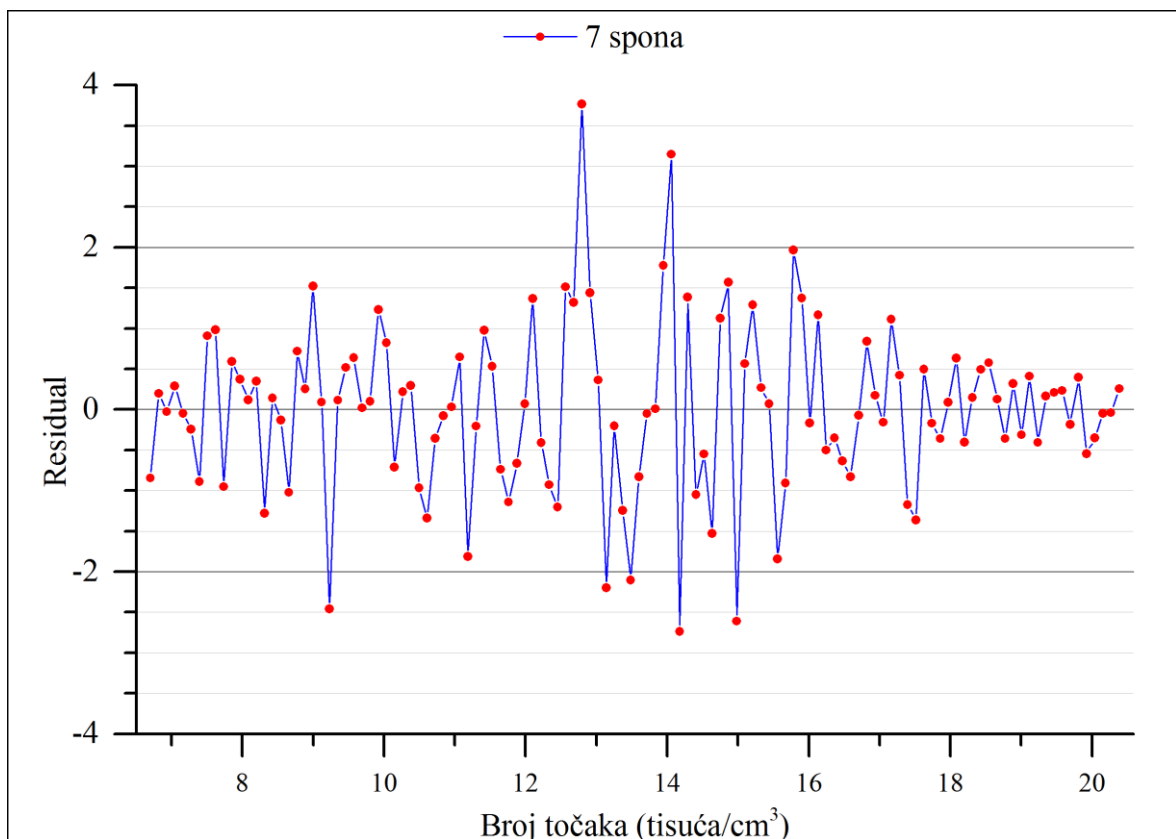
Slika 103. Prilagođena krivulja modela sa 6 spona



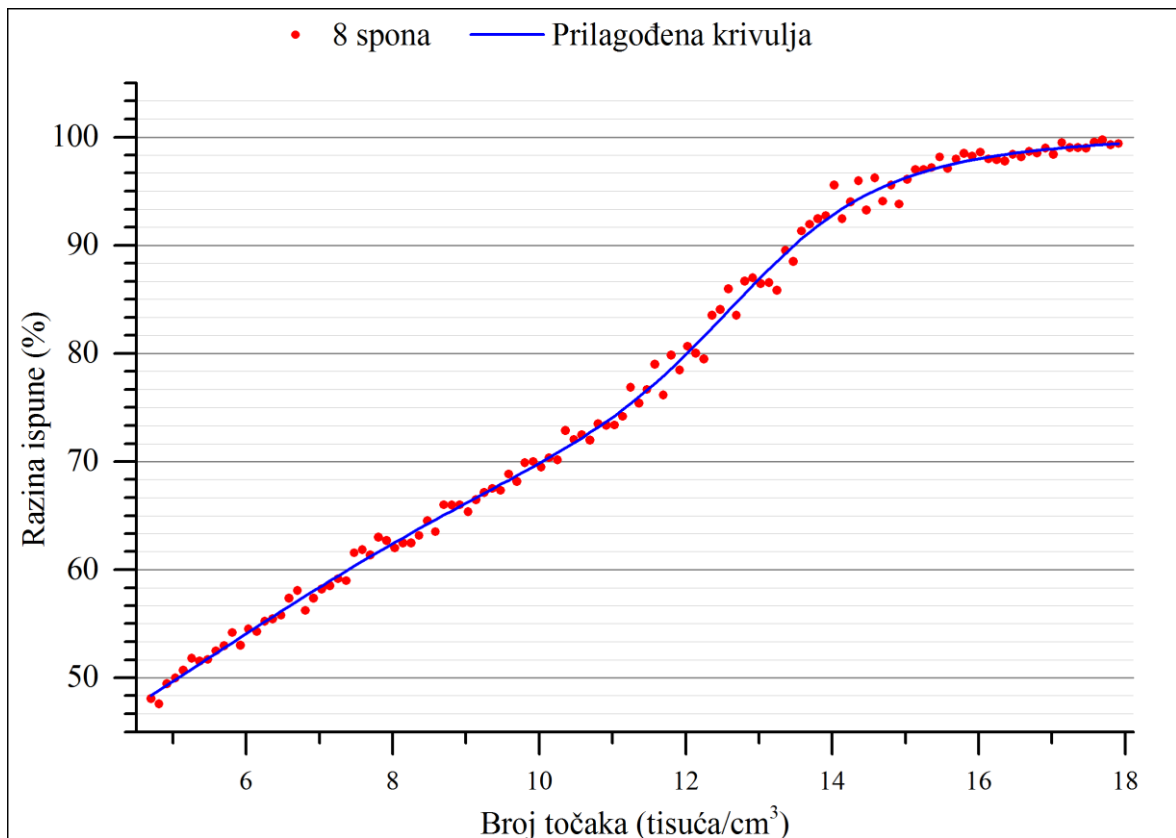
Slika 104. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 6 spona



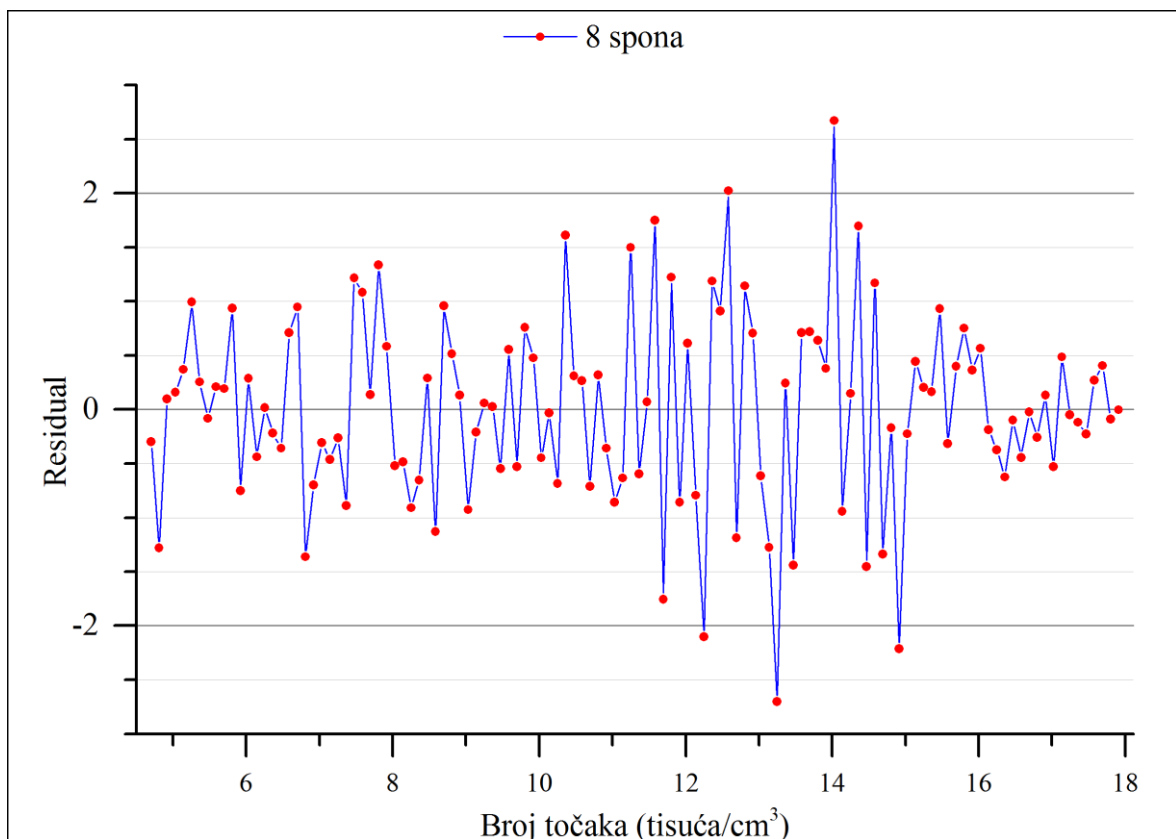
Slika 105. Prilagođena krivulja modela sa 7 spona



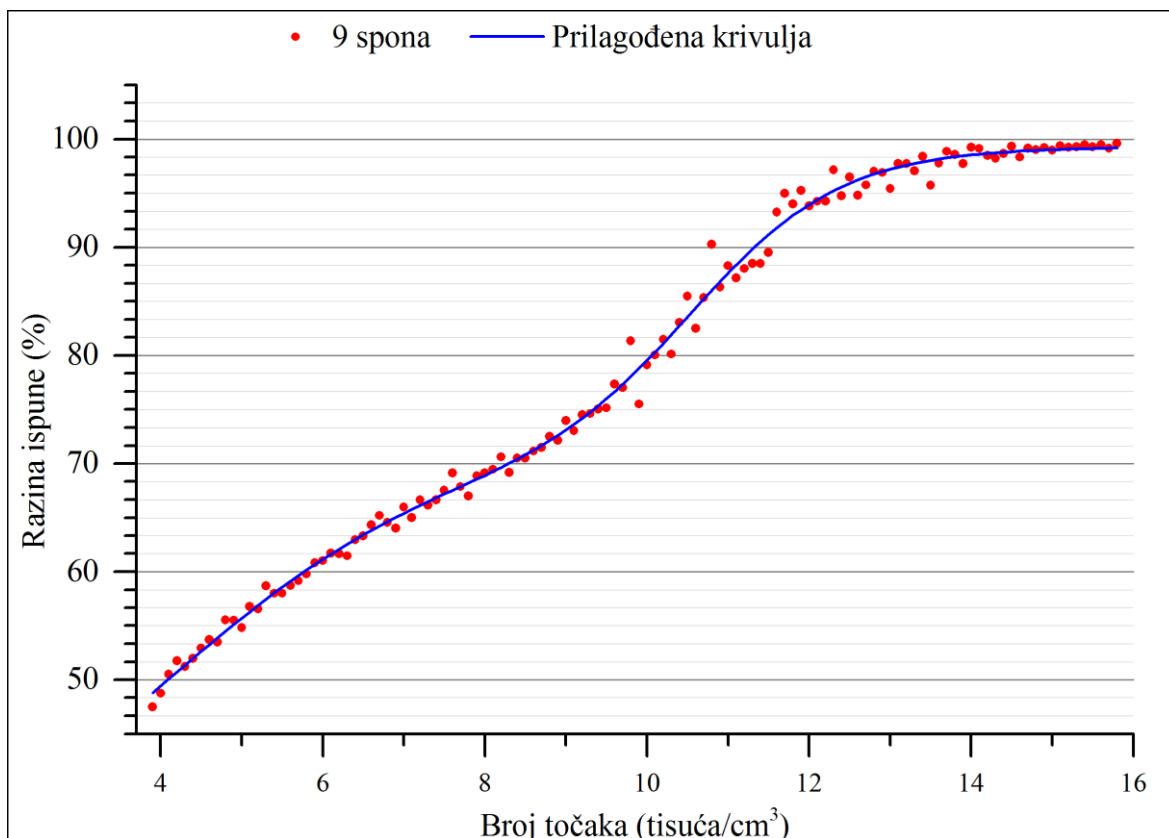
Slika 106. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 7 spona



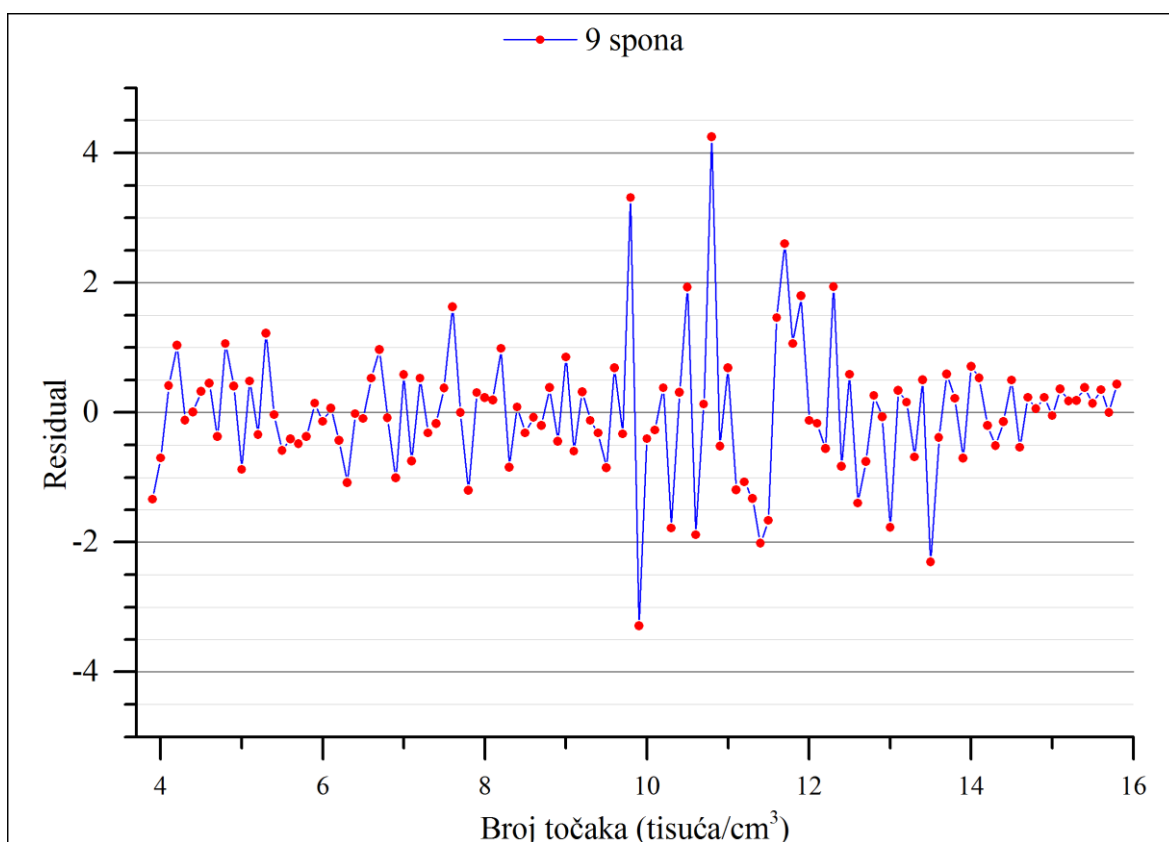
Slika 107. Prilagođena krivulja modela sa 8 spona



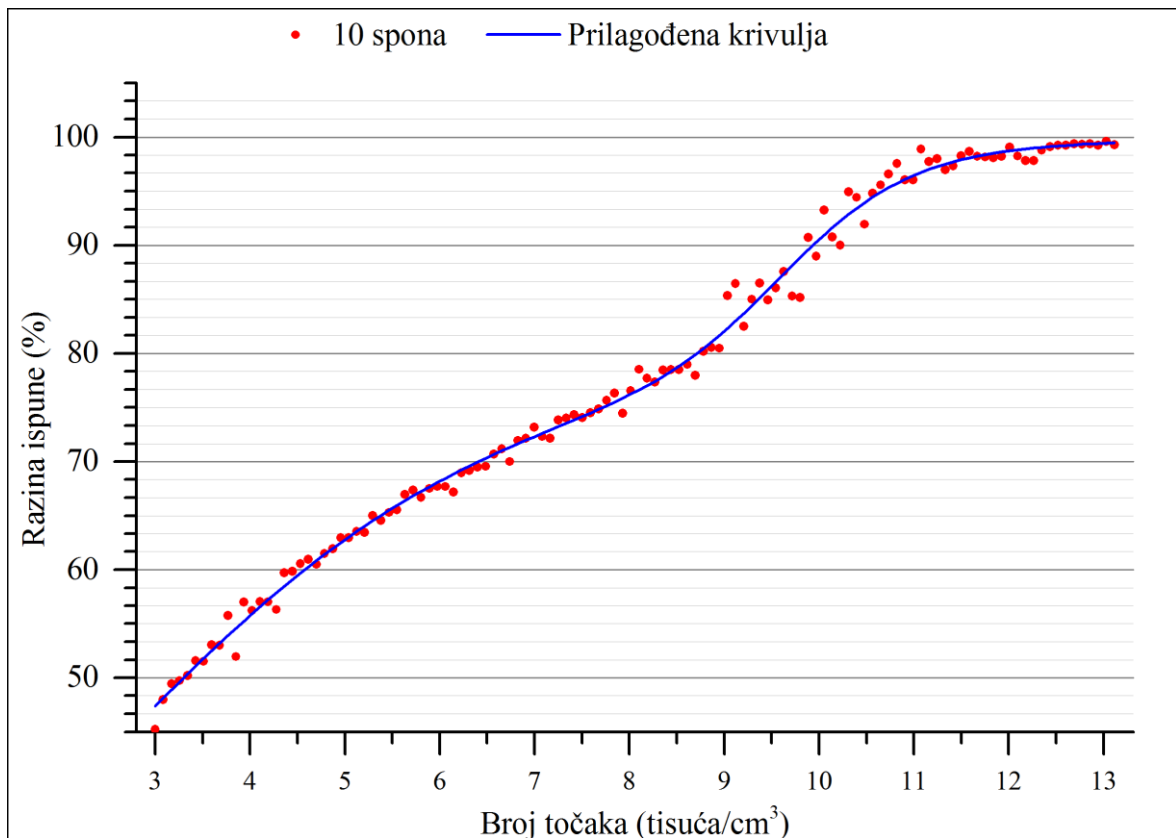
Slika 108. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 8 spona



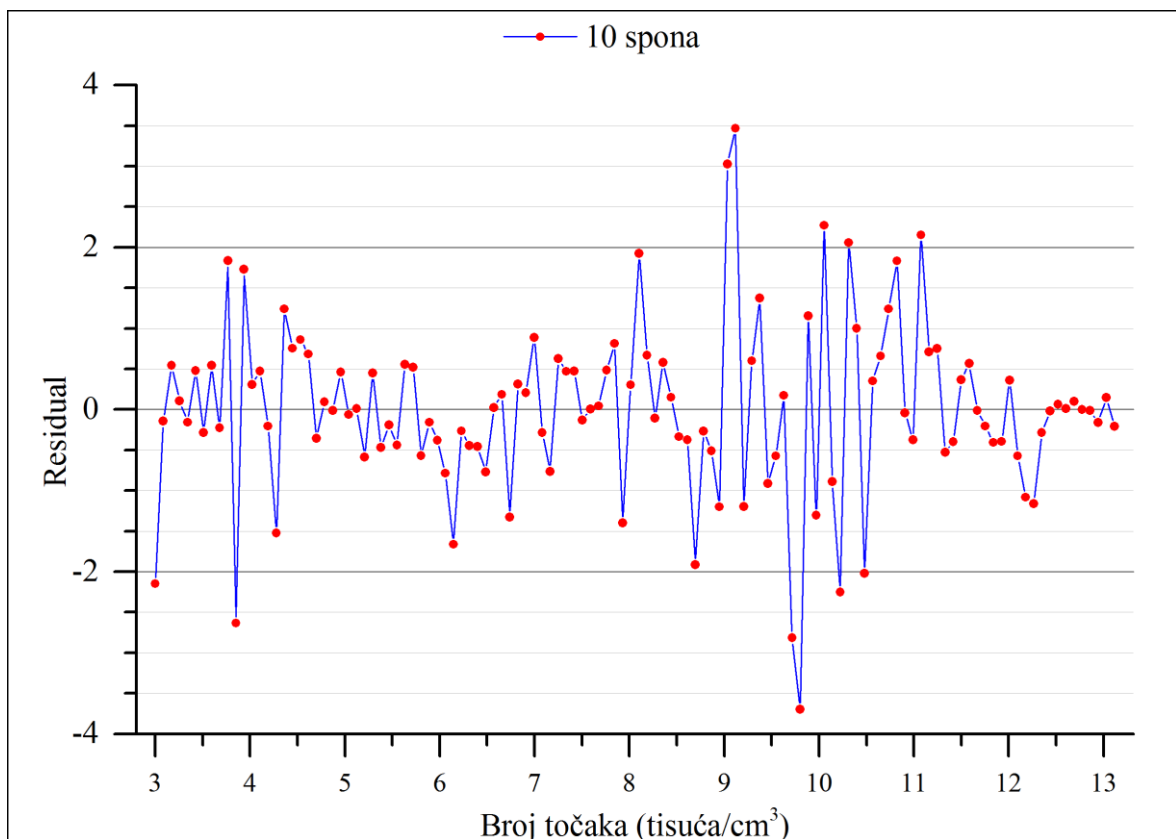
Slika 109. Prilagođena krivulja modela sa 9 spona



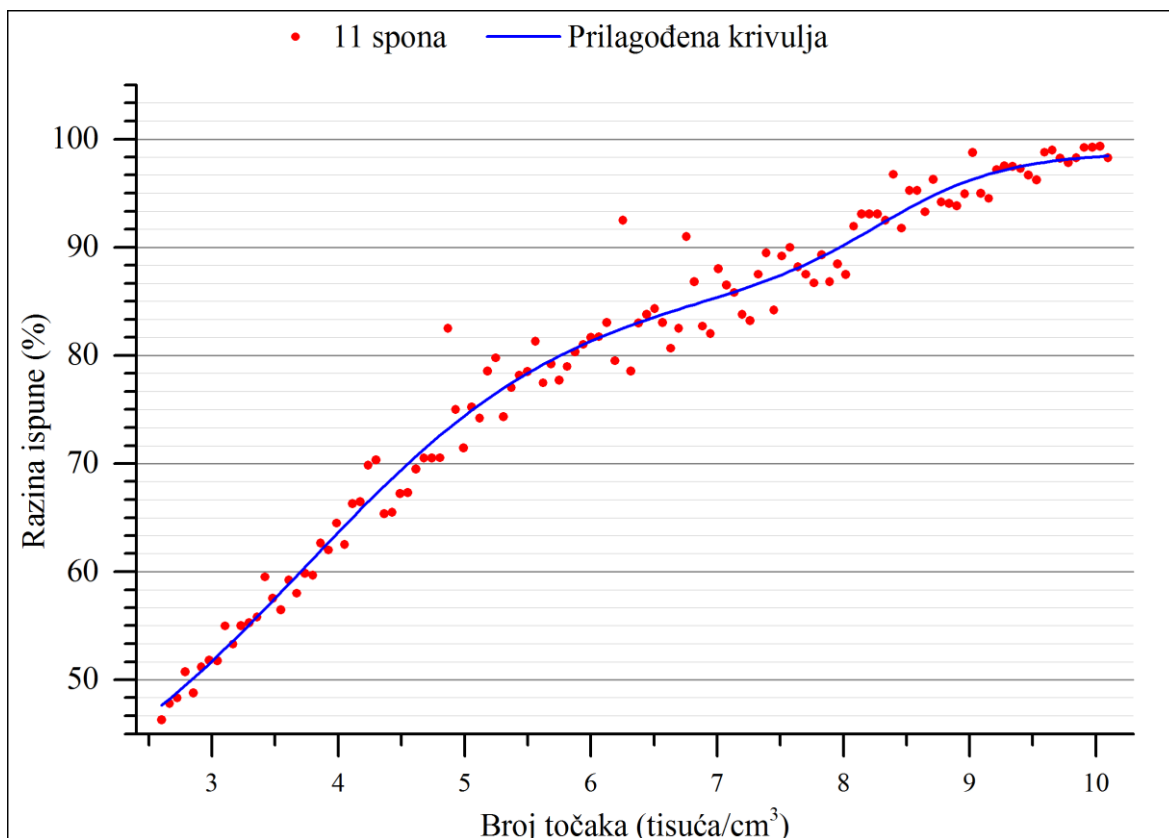
Slika 110. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 9 spona



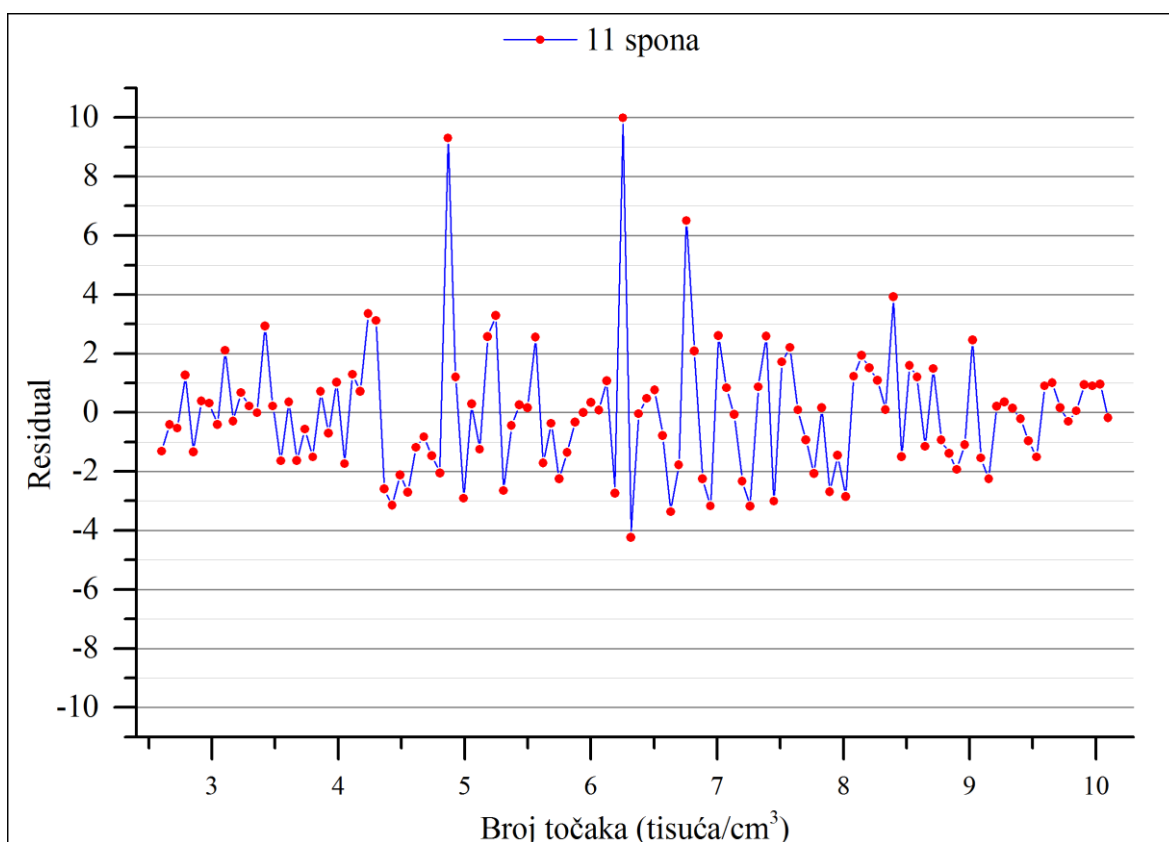
Slika 111. Prilagođena krivulja modela sa 10 spona



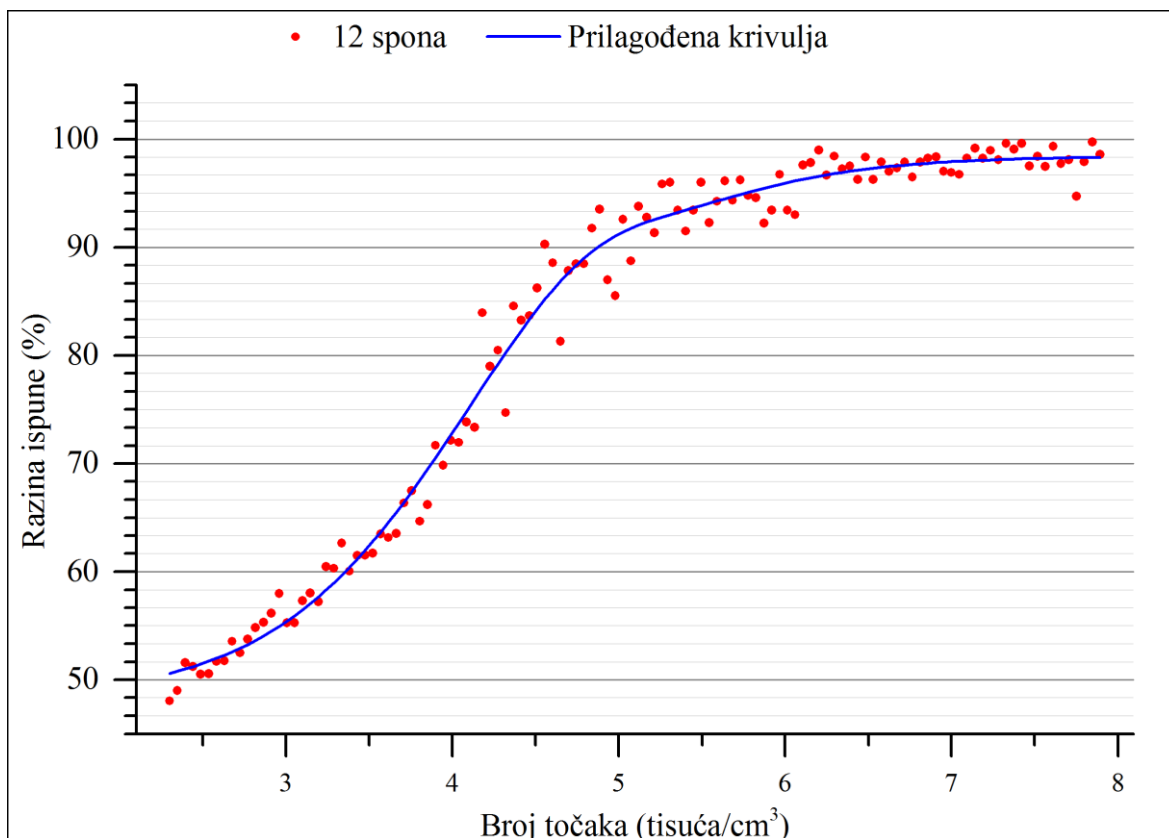
Slika 112. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 10 spona



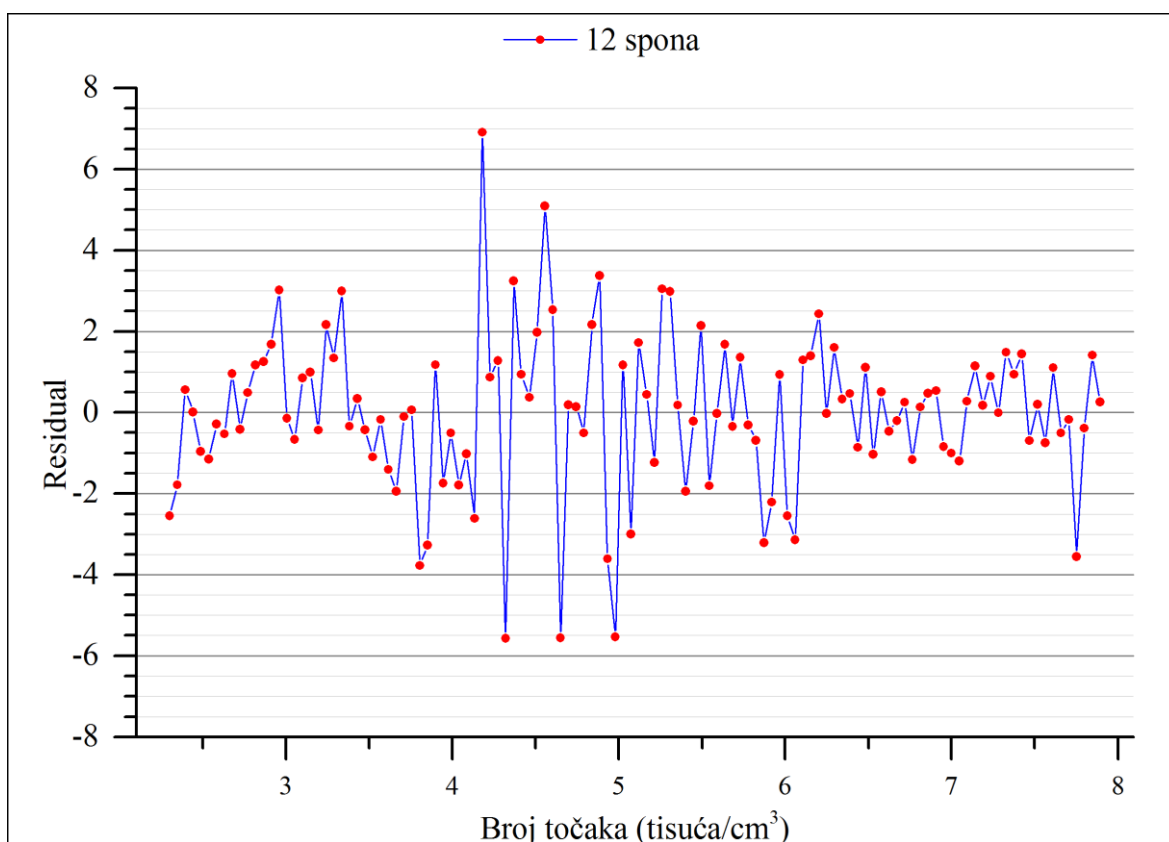
Slika 113. Prilagođena krivulja modela sa 11 spona



Slika 114. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 11 spona



Slika 115. Prilagođena krivulja modela sa 12 spona



Slika 116. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 12 spona

4.3.3. RAČUNALNA ZAHTJEVNOST IZRADE I GEOMETRIJSKA KOMPLEKSNOŠT MREŽASTIH STRUKTURA

Potrebno je napraviti dva koraka kako bi se došlo do konačne datoteke koju 3D printer može upotrijebiti - izrada 3D modela i njegova priprema za 3D tisak.

Proces generiranja 3D modela u Houdiniju zahtjeva pet koraka od kojih je svaki predstavljen jednim operatorom. Prvi je distribucija točaka u prostoru, drugi je stvaranje spona između točaka, treći je konstrukcija jednostavne geometrije sastavljene od geometrijskih primitiva, četvrti je pretvaranje primitiva u voksele i peti korak je pretvaranje vokseliziranog modela natrag u poligonalni oblik. Svaki od ovih koraka zahtjeva određeno vremena procesiranja i zauzeće radne memorije. Modeli izrađeni za ovaj dio istraživanja imaju razinu ispune 70% pošto su rezultati pokazali da ta razina ispune generira modele sa najviše poligona po jedinici volumena, što ujedno predstavlja najveće opterećenje za računalni program i hardver. Svrha ovog dijela istraživanja je utvrđivanje maksimalnih mogućnosti korištenog računalnog programa i hardvera za generiranje i spremanje 3D modela trabekularne kosti. Tablica 18. pokazuje podatke za modele volumena od 1 do 800 cm³. Prikazana je geometrijska kompleksnost modela (broj točaka, spona i poligona), memorijsko zauzeće generiranog modela, brzina izračuna (ukupna i za svaki pojedini operator), te vrijeme spremanja modela. Bojom su naznačeni redovi u kojima se javljaju pojedina ograničenja u izradi 3D modela.

Izrada kompletnih modela moguće je samo za modele volumena do 5 cm³, pri čemu model sadrži 145 tisuća točaka, 507 tisuća spona i 26 milijuna poligona. Već je samo iz ovog podatka jasno kako su 3D modeli mrežastih struktura kojima je funkcija simulacija trabekularne kosti neki od najkompleksnijih koji se danas uopće rade na područje 3D grafike i još više na području 3D tiska. Usporedbe radi, 26 milijuna poligona dovoljno je za izradu kompletne arhitekturne 3D vizualizacije sa detaljima na razini pojedinog lista na okolnoj vegetaciji. Problematičan dio procesa također je spremanje datoteke. Prvi problem je što poligonalni modeli zauzimaju mnogo memorije, 84 bajta po poligonu. Drugi problem je korištenje samo jedne procesorske dretve za izvođenje ove operacije, što je evidentno ako se prati korištenje procesorskih resursa za vrijeme spremanja modela. Zauzeće procesora je konstantnih 3%, što odgovara korištenju jedne od 32 dostupne logičke dretve koje računalo posjeduje. Za izradu manjih modela do 4 cm³ ovo zapravo ne predstavlja veliki problem jer operacija spremanja traje 1m 56s. Pri spremanju modela od 5 cm³ vrijeme skače na 10m 4s,

što nije proporcijalno povećanju memorijskog zauzeća 3D modela. Promatranje zauzeća radne memorije otkriva kako je Houdinijev modul za generiranje i spremanje .stl modela zauzeo svu radnu memoriju računala (32 GB) i počeo koristiti virtualnu memoriju, što drastično usporava proces izrade i spremanje 3D modela. Model od 6 cm³ nije se uspio spremiti ni nakon 40 minuta čekanja, stoga je spremanje modela prisilno prekinuto pošto je proces blokirao računalo. Evidentno je kako .stl modul nije zamišljen za rad sa ovako kompleksnim 3D modelima. Modeli ove veličine mogu se iskoristiti za izradu dijela čeljusti. Također, volumen trabekularne kosti koja se može napraviti zapravo je veći od 5 cm³ pošto odabrana razina ispune predstavlja najnepovoljniji scenarij po pitanu kompleksnosti 3D modela

Mogućnost izrade poligonalnih modela bez spremanja nastavlja se do volumena od 8 cm³. Ovi modeli mogu se spremiti u nekom drugom formatu (ranije korišteni STL format najčešće je korišten u 3D tisku) pri čemu je postupak spremanja memorijski efikasniji, poput OBJ formata.. Tako spremljeni modeli mogu se učitati u neki od programa koji su specijalizirani za rad sa .stl datotekama, te postoji mogućnost da bi se pomoću njih mogli spremiti kao .stl modeli. Najveći model koji je moguće postići korištenjem svih pet koraka generiranja geometrije sadrži 232 tisuće točaka, 812 tisuća spona i 42 milijuna poligona. Problematičan dio procesa je pretvaranje vokselu u poligone, što se pokazalo vremenski najzahtjevnijom komponentom cijelog procesa.

Evidentno je kako je upotrebljivost istraživanja u ovoj disertaciji uvjetovana mogućnošću izrade modela određene veličine, nešto što nije moguće postići korištenjem Houdinija. Stoga je odlučeno kako je potrebno napraviti vlastito programsko rješenje koje može generirati modele tražene veličine. Izrada kompletnog računalnog programa koji generira poligonalne modele je opsežan i dugotrajan posao koji nadilazi potrebe ovog istraživanja, ali program koji djelomično procesira dio podataka je puno izvediviji. Istraživanje pokazuje kako Houdini može generirati i spremiti modele sa iznimno velikim brojem točaka i spona. Ovi podaci mogu poslužiti kao osnova koju predloženi računalni program koristi za izradu konačnog modela. Najveći model koji je uspješno napravljen u Houdiniju na ovaj način ima 800 cm³ i sadrži 17.4 milijuna točaka i 61 milijuna spona. Potpuno zauzeće radne memorije ponovni je razlog zašto se ne mogu napraviti veći modeli. Prednost ovakvih modela je što datoteke zauzimaju malo podatkovnog prostora. Model od 800 cm³ zauzima 1.98 GB, dok poligonalni model od 5 cm³ iz prošlog poglavlja zauzima 2.18 GB. Ovi modeli zahtijevaju samo prva dva operatora za izradu, **Scatter** i **Connect**, čije

vrijeme izračuna zauzima manji dio ukupnog vremena izračuna. Jednostavna struktura modela idealna je za daljnje procesiranje, dok je veličina od 800 cm³ više nego dovoljna za izradu najveće kosti u ljudskom tijelu, femura.

Istraživanje se nastavlja analizom računalne zahtjevnosti izrade modela mrežastih struktura sa različitim brojem spona po točki i razine ispune. Rezultati su prikazani na Slici 117. - Slike 126, te u Tablici 19. - Tablice 38. Konačna usporedba svih rezultata prikazana je na Slici 127. - Slike 130.

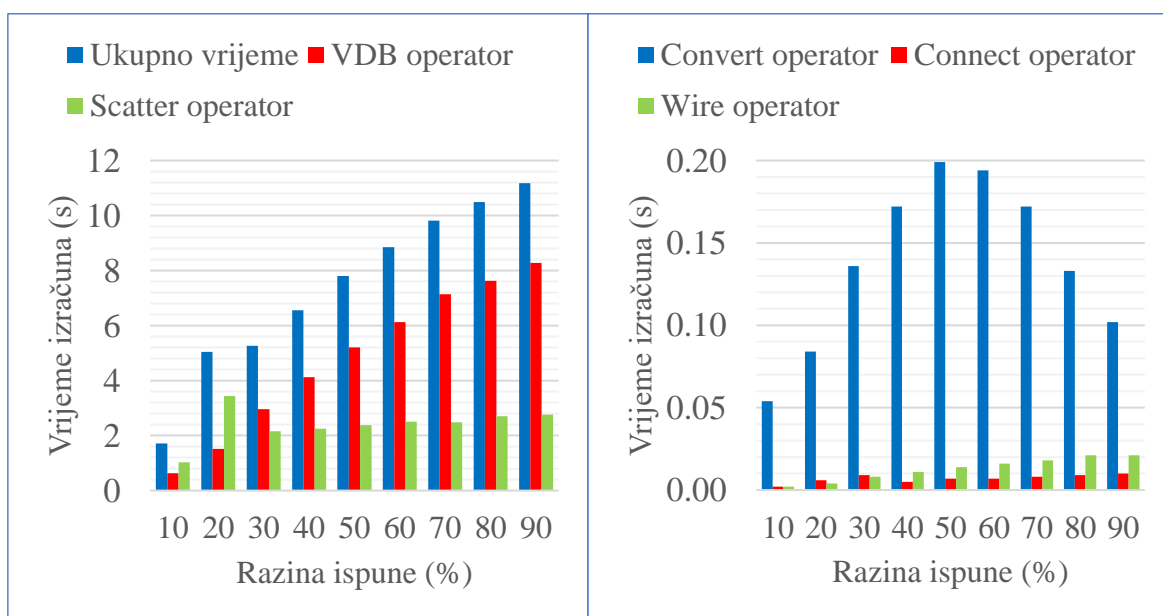
Rezultati su očekivani. Nema nikakvih značajnih odskakanja u vremenu izvršavanja pojedinih operatora za različite kombinacije broja spona po točki i razine ispune. Također, razlika u ukupnom vremenu izračuna između modela sa različitim broja spona po točki nije tako velika kako se prvotno očekivalo. Najsporije vrijeme izračuna iznosi 17.056s za model sa 8 spona po točki i 90% ispune, dok najbrže vrijeme izračuna iznosi 9.911s za model sa 12 spona po točki i 90% ispune. Vrijeme izračuna snažno korelira sa brojem spona u modelu. Ovo je logično pošto veći broj spona uvjetuje veći broj primitiva koji opisuju mrežastu strukturu i shodno tome veću količinu posla za **VDBFromPolygons** operator (naznačen samo kao **VDB** u tablicama) koji primitive pretvara u voksele. **VDBFromPolygons** operator daleko se najsporije izvršava od svih ostalih uključeni u proces izrade modela i zato je ukupno vrijeme izračuna najviše za modele sa najviše spona.

Izrada modela prvi je korak u postupku realizacije 3D printa. Drugi korak je priprema modela. Nažalost, rezultati pokazuju kako je situacija još lošija nego kod izrade 3D modela. Generirani poligonalni modeli učitani su u Photon Workshop i Chitubox. Oba programa uspjela su napraviti pripremu samo za najmanji model od 1 cm³. Sljedeći model od 2 cm³ toliko je preopteretio računalo da se moralo hardverski resetirati. Problem je dvojak. Prvi dio problema leži u tome što grafički pokretači zadužen za prikaz modela u sučelju softvera nisu u stanju prikazati toliko kompleksne modele, što dovodi do rušenja softverskog pokretača grafičke kartice. Jedini način da se model uopće učita je da se kamera u 3D prostoru pomakne tako da ne gleda prostor u kojem će se pojaviti model, te se na taj način izbjegava da grafička kartica uopće iscrtava model. Drugi problem je što algoritam za raslojavanje 3D modela na 2D slojeve ne može raditi sa toliko kompleksnim modelima i nakon kratkog vremena zauzme kompletnu radnu memoriju čime računalo postaje preopterećeno. Ovi rezultati su iznimno poražavajući jer je zaključak da je putem trenutnih računalnih programa za pripremu za 3D tisak moguće napraviti 3D modele mrežastih

struktura volumena od samo 1 cm³, što je potpuno neupotrebljivo za potrebe ove disertacije. Problemi sa izradom većih modela bili su očekivani, ali ovako loši rezultati su iznenađujući. Očito je kako arhitektura modernih računalnih programa za 3D modeliranje i pripremu modela za 3D tisak nije zamišljena za izradu ovako kompleksnih 3D modela. Ovo je dodatni poticaj za razvoj vlastitog programskog rješenja, ne samo za izradu 3D modela, već i za pripremu za 3D tisak.

Tablica 19. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 3 spone

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	1.710	0.627	1.025	0.054	0.002	0.002
20%	5.048	1.519	3.435	0.084	0.006	0.004
30%	5.264	2.957	2.154	0.136	0.009	0.008
40%	6.552	4.118	2.246	0.172	0.005	0.011
50%	7.800	5.204	2.376	0.199	0.007	0.014
60%	8.848	6.125	2.506	0.194	0.007	0.016
70%	9.818	7.135	2.485	0.172	0.008	0.018
80%	10.493	7.625	2.705	0.133	0.009	0.021
90%	11.175	8.275	2.767	0.102	0.01	0.021



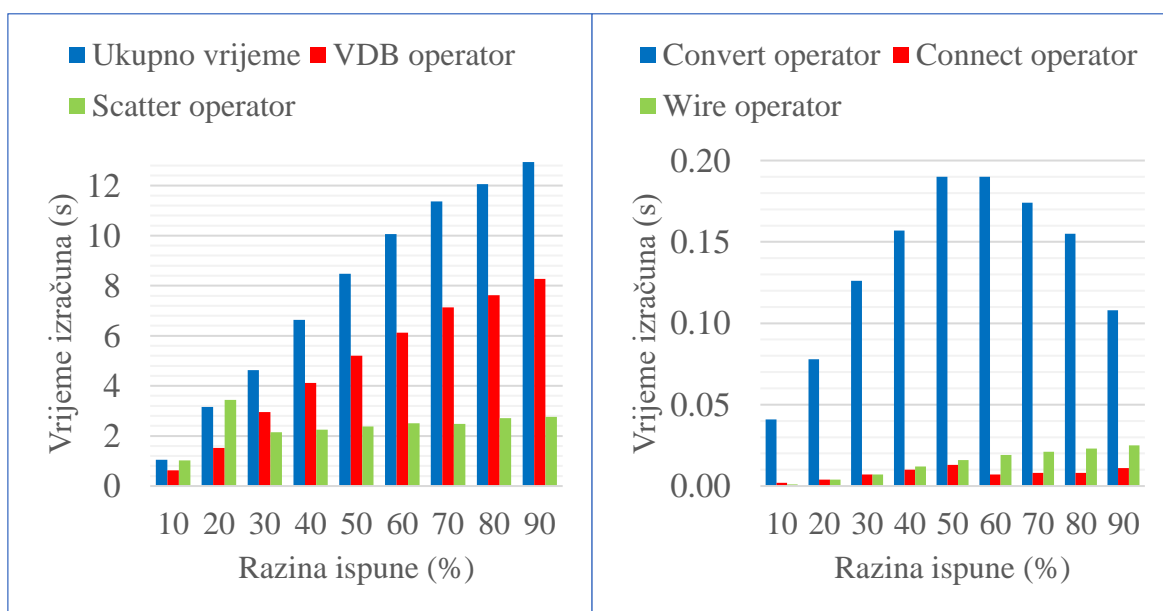
Slika 117. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 20. Prostorna gustoća komponenta modela sa 3 spone

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	7,000	7,050	1,977,700
20%	19,500	19,560	3,809,660
30%	36,000	35,930	5,689,800
40%	53,500	53,120	7,413,200
50%	66,000	66,090	8,406,180
60%	77,000	77,490	8,541,980
70%	84,300	84,610	7,442,460
80%	89,800	89,860	5,687,460
90%	99,800	100,040	4,173,520

Tablica 21. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 4 spone

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	1.054	0.527	0.483	0.041	0.002	0.001
20%	3.154	1.321	1.747	0.078	0.004	0.004
30%	4.623	2.566	1.917	0.126	0.007	0.007
40%	6.630	4.291	2.16	0.157	0.01	0.012
50%	8.476	6.005	2.252	0.19	0.013	0.016
60%	10.060	7.537	2.307	0.19	0.007	0.019
70%	11.370	8.744	2.423	0.174	0.008	0.021
80%	12.063	9.423	2.454	0.155	0.008	0.023
90%	12.945	10.205	2.596	0.108	0.011	0.025



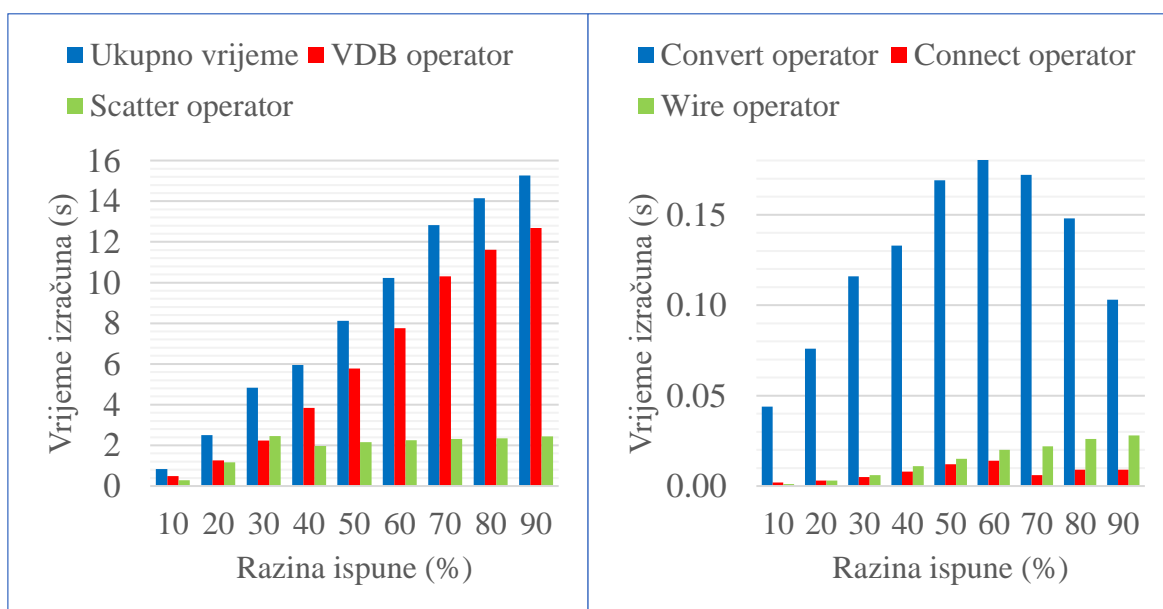
Slika 118. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 22. Prostorna gustoća komponenta modela sa 4 spone

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	3,800	5,750	1,837,660
20%	11,000	16,750	3,430,840
30%	22,000	32,790	4,992,100
40%	36,000	53,990	6,519,780
50%	50,000	74,930	7,721,320
60%	61,000	91,410	8,296,880
70%	70,000	104,690	7,793,760
80%	75,500	113,930	6,051,960
90%	83,000	124,760	4,373,380

Tablica 23. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 5 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.833	0.496	0.29	0.044	0.002	0.001
20%	2.508	1.253	1.173	0.076	0.003	0.003
30%	4.826	2.237	2.462	0.116	0.005	0.006
40%	5.954	3.838	1.964	0.133	0.008	0.011
50%	8.120	5.771	2.153	0.169	0.012	0.015
60%	10.231	7.764	2.252	0.181	0.014	0.02
70%	12.820	10.306	2.314	0.172	0.006	0.022
80%	14.142	11.612	2.347	0.148	0.009	0.026
90%	15.267	12.686	2.441	0.103	0.009	0.028



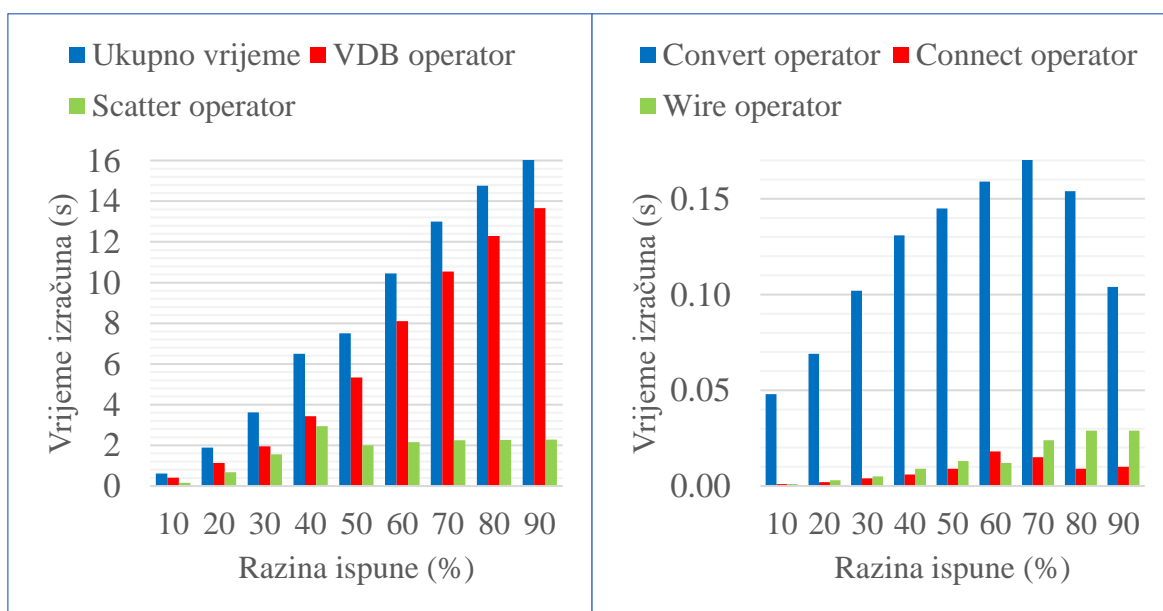
Slika 119. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 24. Prostorna gustoća komponenta modela sa 5 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	2,500	4,890	1,822,700
20%	7,800	15,430	3,366,900
30%	14,500	28,940	4,638,220
40%	24,000	48,220	5,890,270
50%	36,000	71,890	7,008,080
60%	48,000	95,540	7,759,480
70%	57,500	115,150	7,503,980
80%	63,700	127,480	6,367,860
90%	69,900	139,740	4,484,480

Tablica 25. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 6 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.622	0.414	0.158	0.048	0.001	0.001
20%	1.883	1.133	0.676	0.069	0.002	0.003
30%	3.614	1.95	1.553	0.102	0.004	0.005
40%	6.506	3.424	2.936	0.131	0.006	0.009
50%	7.505	5.343	1.995	0.145	0.009	0.013
60%	10.446	8.104	2.153	0.159	0.018	0.012
70%	12.999	10.544	2.245	0.171	0.015	0.024
80%	14.753	12.289	2.272	0.154	0.009	0.029
90%	16.089	13.665	2.281	0.104	0.01	0.029



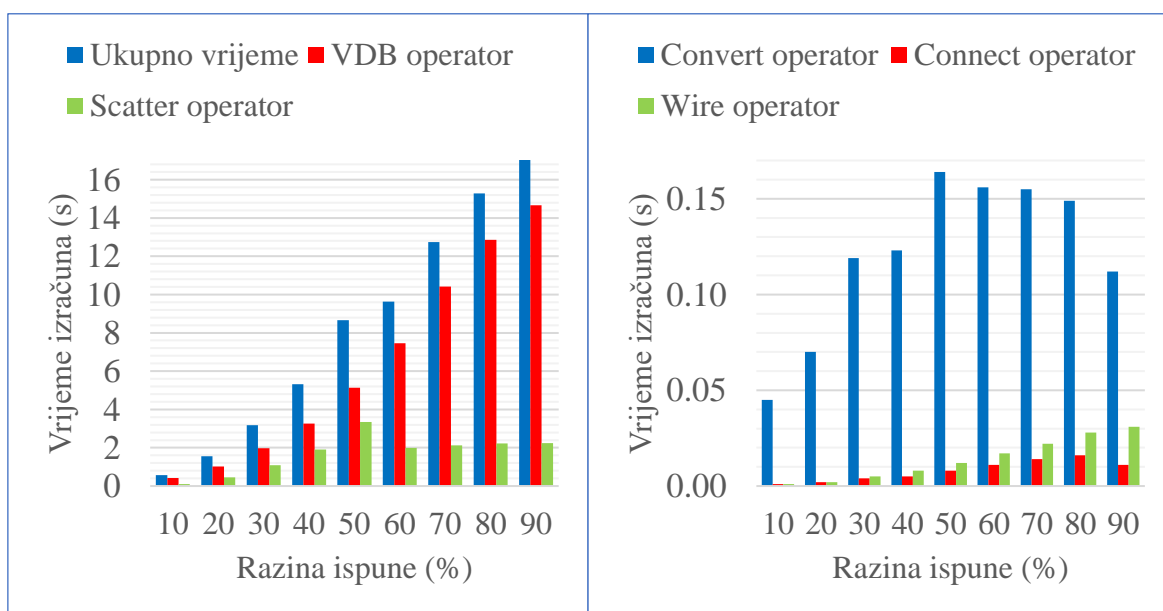
Slika 120. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 26. Prostorna gustoća komponenta modela sa 6 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	1,600	3,860	1,770,020
20%	5,000	12,500	3,183,090
30%	10,000	24,900	4,484,260
40%	17,000	42,450	5,568,850
50%	26,000	64,990	6,528,920
60%	36,000	89,980	7,198,380
70%	47,000	117,640	7,372,200
80%	54,500	135,890	6,322,160
90%	60,000	149,880	4,485,680

Tablica 27. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 7 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.565	0.411	0.107	0.045	0.001	0.001
20%	1.553	1.026	0.453	0.07	0.002	0.002
30%	3.185	1.966	1.091	0.119	0.004	0.005
40%	5.316	3.267	1.913	0.123	0.005	0.008
50%	8.668	5.134	3.35	0.164	0.008	0.012
60%	9.637	7.46	1.993	0.156	0.011	0.017
70%	12.743	10.422	2.13	0.155	0.014	0.022
80%	15.276	12.857	2.226	0.149	0.016	0.028
90%	17.049	14.659	2.236	0.112	0.011	0.031



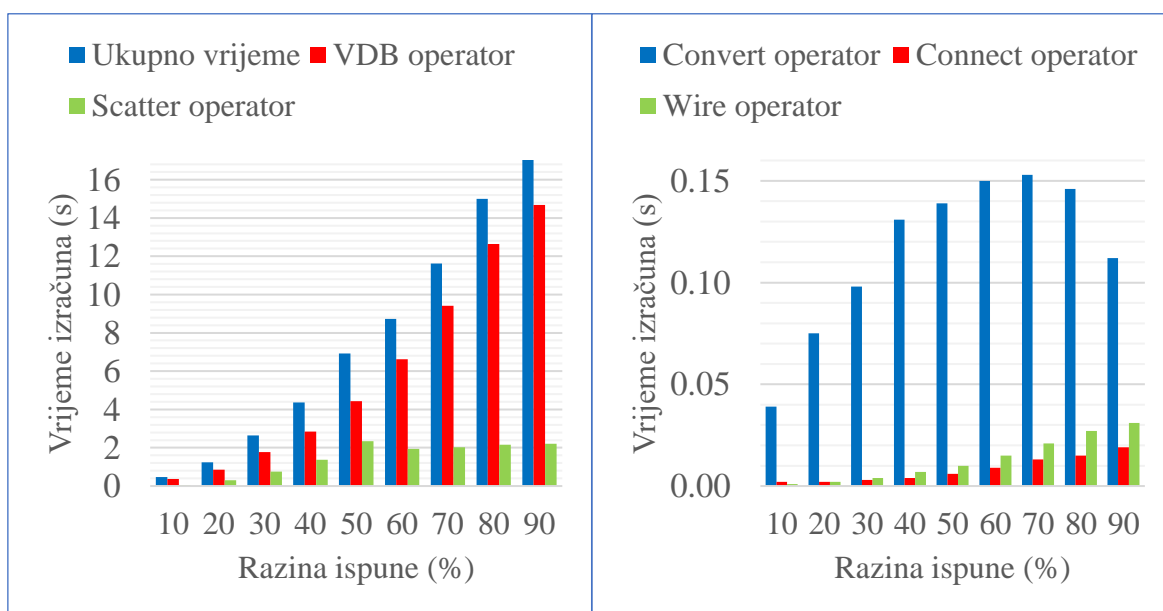
Slika 121. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 28. Prostorna gustoća komponenta modela sa 7 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	1,100	3,300	1,756,040
20%	2,550	10,620	2,798,820
30%	7,400	22,100	4,383,950
40%	12,000	36,090	5,357,020
50%	19,000	57,110	6,106,080
60%	27,300	81,670	6,773,440
70%	37,600	112,980	7,046,820
80%	47,000	141,180	6,396,160
90%	52,500	157,000	4,742,040

Tablica 29. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 8 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.465	0.366	0.057	0.039	0.002	0.001
20%	1.242	0.861	0.302	0.075	0.002	0.002
30%	2.638	1.78	0.753	0.098	0.003	0.004
40%	4.359	2.837	1.38	0.131	0.004	0.007
50%	6.923	4.425	2.343	0.139	0.006	0.01
60%	8.723	6.614	1.935	0.15	0.009	0.015
70%	11.618	9.408	2.023	0.153	0.013	0.021
80%	14.992	12.647	2.157	0.146	0.015	0.027
90%	17.056	14.682	2.212	0.112	0.019	0.031



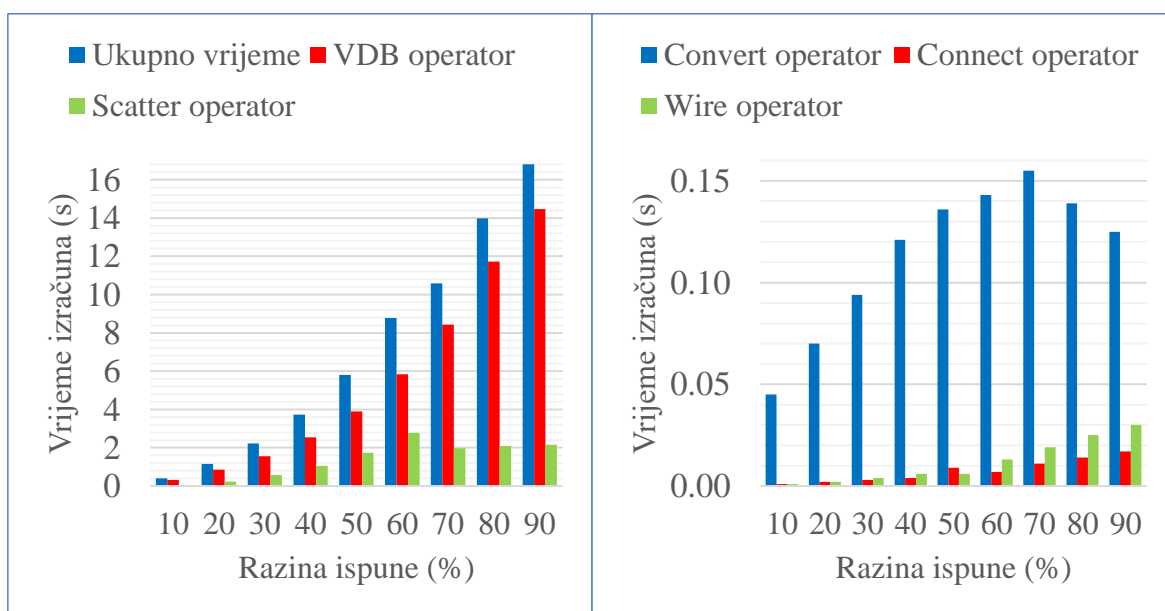
Slika 122. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 30. Prostorna gustoća komponenta modela sa 8 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	750	2,670	1,693,180
20%	2,600	9,010	3,154,080
30%	5,500	19,350	4,333,430
40%	9,000	31,750	5,329,620
50%	14,000	49,050	5,933,140
60%	21,000	73,410	6,398,360
70%	29,000	101,500	6,713,780
80%	38,000	132,660	6,356,360
90%	45,000	157,730	4,629,180

Tablica 31. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 9 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.400	0.313	0.04	0.045	0.001	0.001
20%	1.152	0.85	0.228	0.07	0.002	0.002
30%	2.219	1.552	0.566	0.094	0.003	0.004
40%	3.730	2.54	1.059	0.121	0.004	0.006
50%	5.801	3.902	1.748	0.136	0.009	0.006
60%	8.772	5.838	2.771	0.143	0.007	0.013
70%	10.590	8.43	1.975	0.155	0.011	0.019
80%	13.975	11.713	2.084	0.139	0.014	0.025
90%	16.797	14.471	2.154	0.125	0.017	0.03



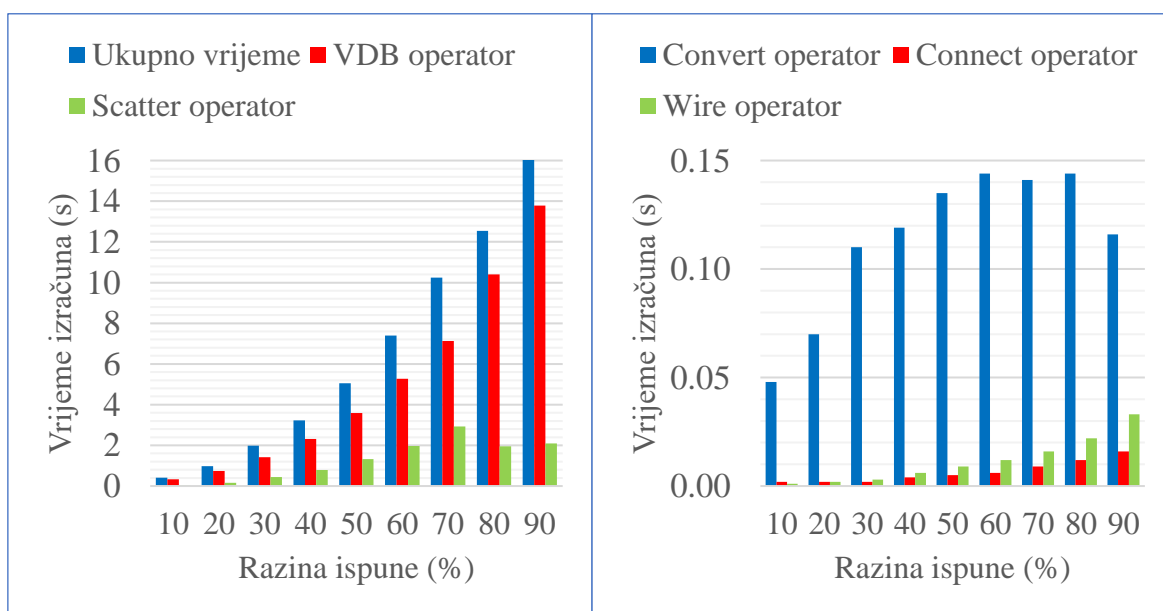
Slika 123. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 32. Prostorna gustoća komponenta modela sa 9 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	600	2,350	1,732,140
20%	2,100	8,340	3,189,880
30%	4,300	17,080	4,282,200
40%	7,300	29,150	5,311,310
50%	11,000	43,780	5,925,050
60%	16,000	63,860	6,173,360
70%	23,000	91,840	6,317,400
80%	31,000	124,250	6,167,680
90%	38,000	151,360	4,644,600

Tablica 33. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 10 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.415	0.333	0.031	0.048	0.002	0.001
20%	0.974	0.743	0.157	0.07	0.002	0.002
30%	1.979	1.425	0.439	0.11	0.002	0.003
40%	3.230	2.313	0.788	0.119	0.004	0.006
50%	5.051	3.584	1.318	0.135	0.005	0.009
60%	7.402	5.273	1.967	0.144	0.006	0.012
70%	10.237	7.137	2.934	0.141	0.009	0.016
80%	12.542	10.404	1.96	0.144	0.012	0.022
90%	16.050	13.789	2.096	0.116	0.016	0.033



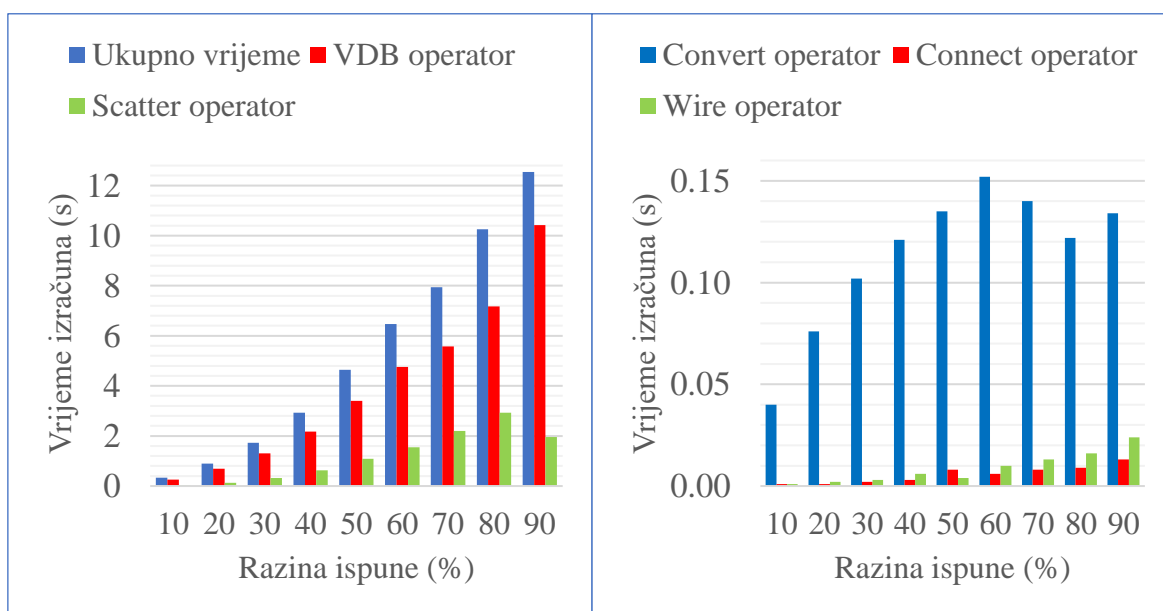
Slika 124. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 34. Prostorna gustoća komponenta modela sa 10 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	450	2,050	1,739,030
20%	1,550	6,990	3,088,660
30%	3,500	15,620	4,329,720
40%	5,800	26,260	5,295,840
50%	8,700	39,250	5,944,620
60%	12,300	55,690	6,186,070
70%	17,000	76,140	6,022,020
80%	24,500	110,100	5,785,800
90%	31,800	143,300	4,797,640

Tablica 35. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 11 spona

Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.327	0.261	0.024	0.04	0.001	0.001
20%	0.890	0.685	0.126	0.076	0.001	0.002
30%	1.722	1.299	0.316	0.102	0.002	0.003
40%	2.932	2.171	0.631	0.121	0.003	0.006
50%	4.637	3.402	1.088	0.135	0.008	0.004
60%	6.470	4.751	1.551	0.152	0.006	0.01
70%	7.936	5.571	2.204	0.14	0.008	0.013
80%	10.249	7.168	2.934	0.122	0.009	0.016
90%	12.547	10.42	1.956	0.134	0.013	0.024



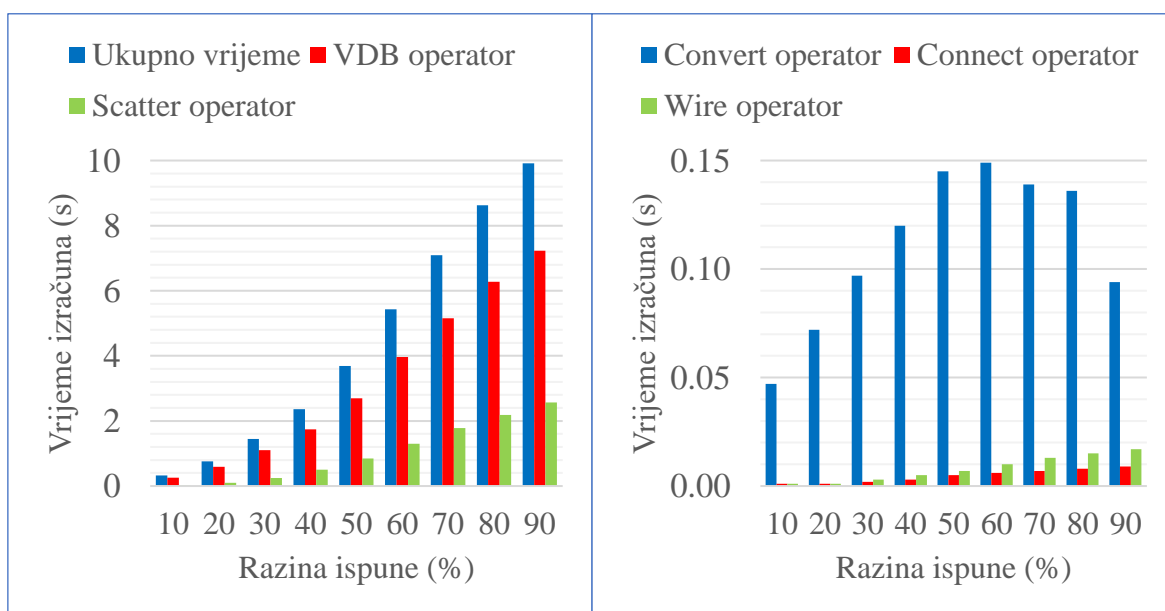
Slika 125. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 36. Prostorna gustoća komponenta modela sa 11 spona

Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	350	1,710	1,618,700
20%	1,300	6,400	3,124,770
30%	2,650	13,260	4,348,090
40%	4,700	23,610	5,215,280
50%	7,400	36,670	5,945,660
60%	10,000	50,260	6,333,720
70%	13,500	67,260	5,901,800
80%	17,000	84,810	5,102,500
90%	24,500	122,190	4,425,360

Tablica 37. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm³ sa 12 spona

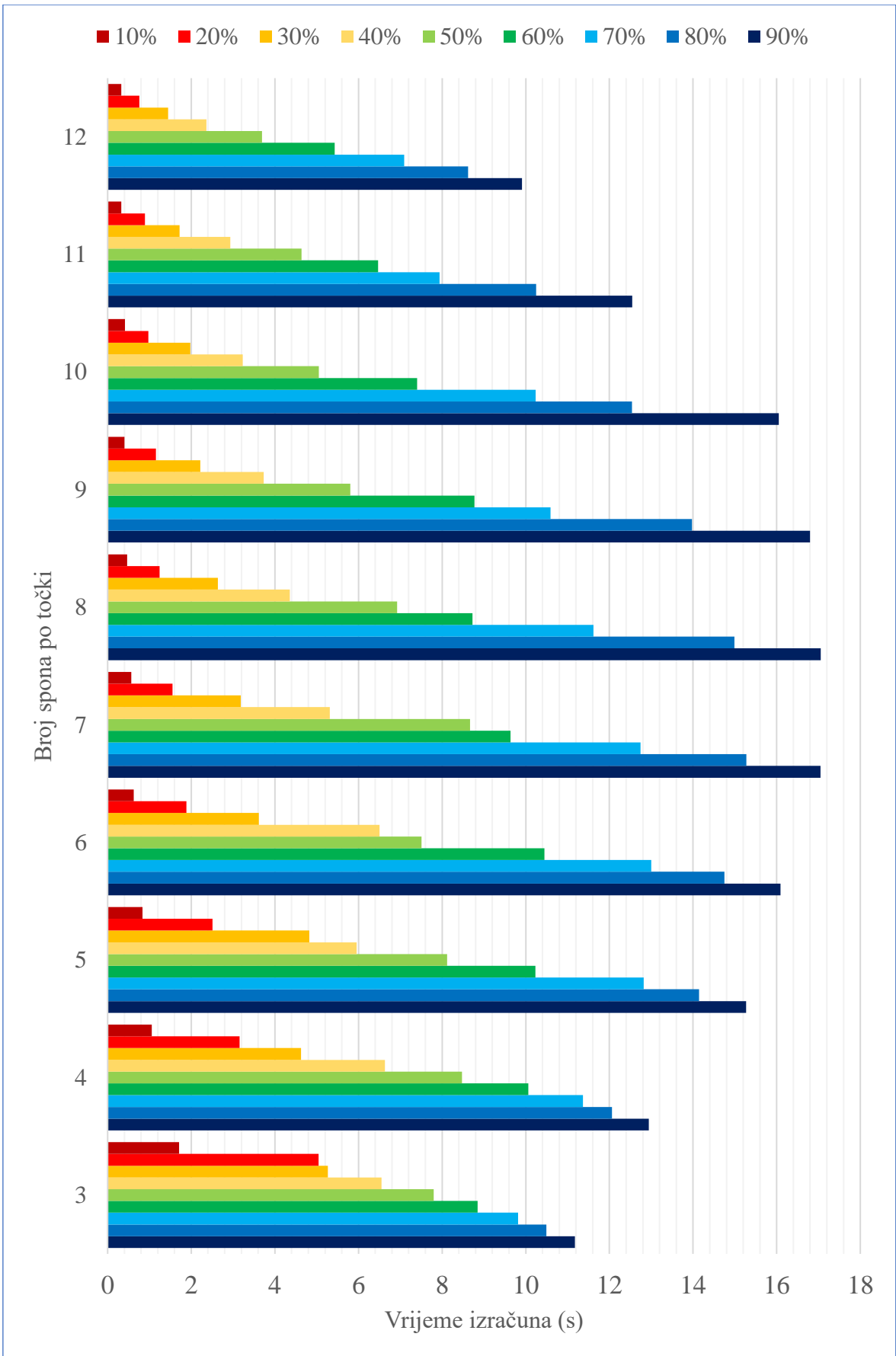
Ispuna	Ukupno vrijeme (s)	VDB operator (s)	Scatter operator (s)	Convert operator (s)	Connect operator (s)	Wire operator (s)
10%	0.327	0.255	0.023	0.047	0.001	0.001
20%	0.761	0.59	0.097	0.072	0.001	0.001
30%	1.448	1.099	0.247	0.097	0.002	0.003
40%	2.365	1.739	0.498	0.12	0.003	0.005
50%	3.690	2.691	0.842	0.145	0.005	0.007
60%	5.428	3.962	1.301	0.149	0.006	0.01
70%	7.093	5.155	1.779	0.139	0.007	0.013
80%	8.622	6.279	2.184	0.136	0.008	0.015
90%	9.911	7.227	2.564	0.094	0.009	0.017



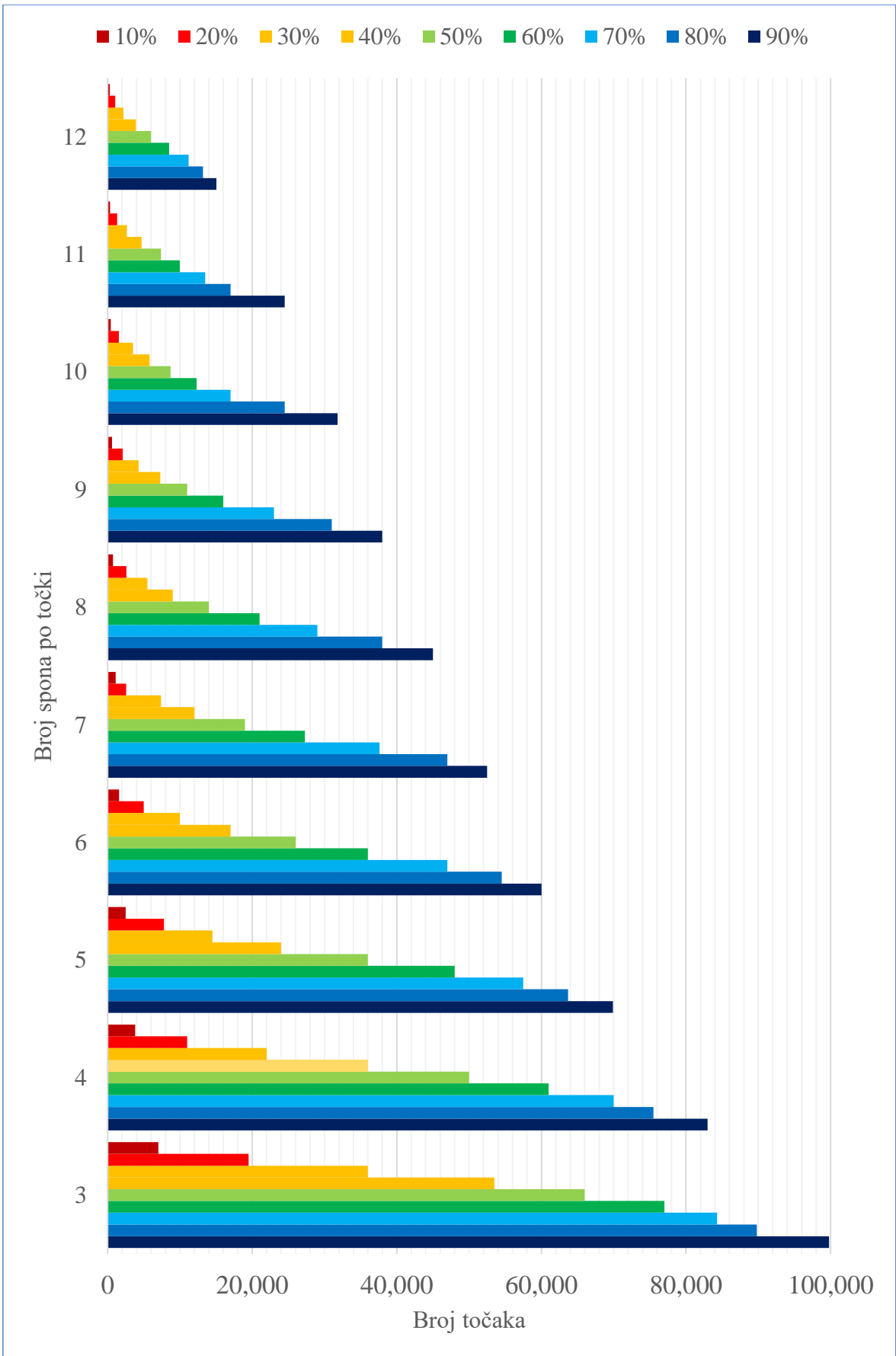
Slika 126. Brzina izračuna po operatorima

Tablica 38. Prostorna gustoća komponenta modela sa 12 spona

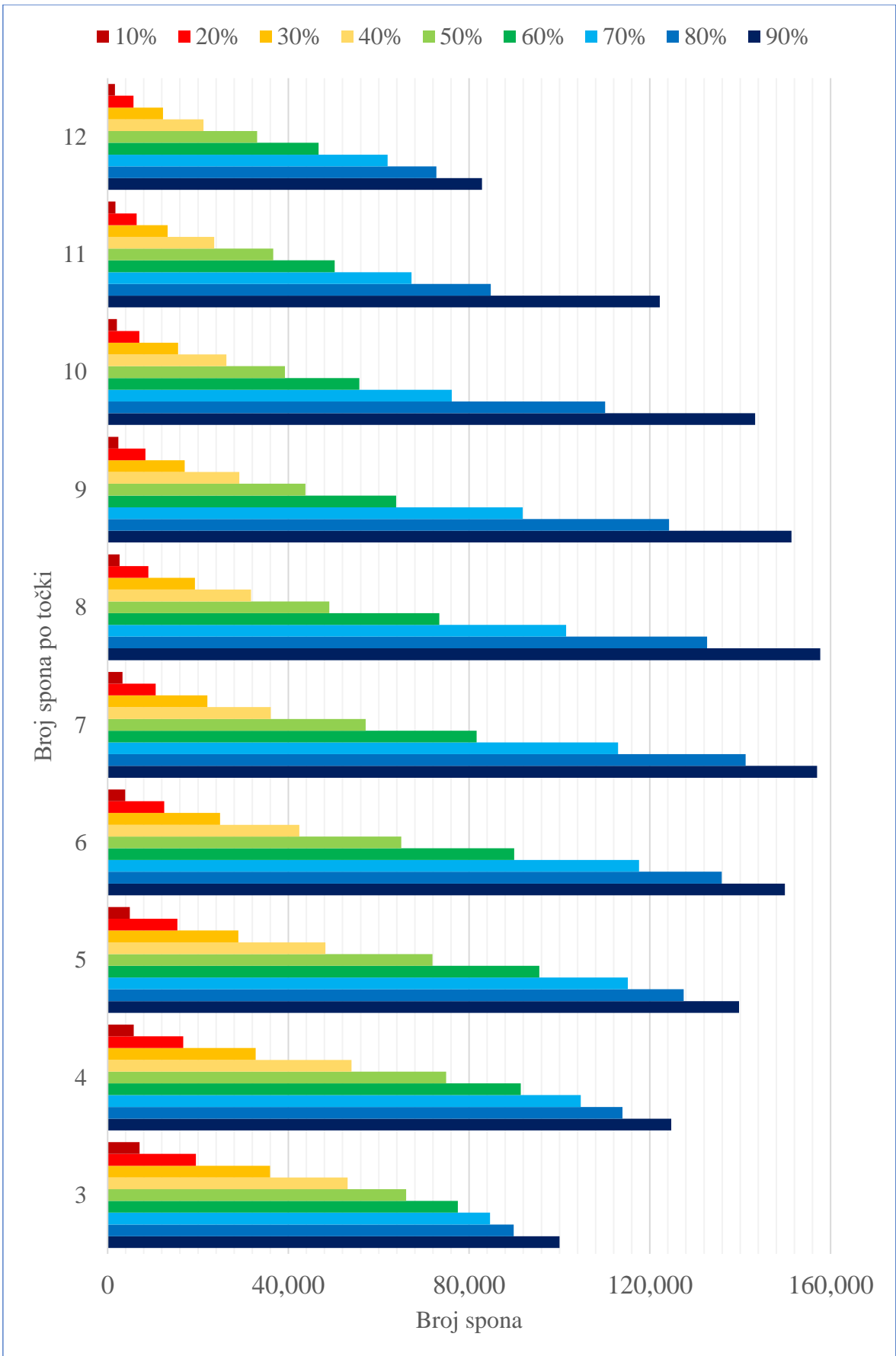
Ispuna	Točaka (t/cm ³)	Spona (s/cm ³)	Poligona (p/cm ³)
10%	300	1,620	1,717,840
20%	1,050	5,720	3,117,300
30%	2,200	12,240	4,320,380
40%	3,900	21,210	5,196,630
50%	6,000	33,070	5,960,800
60%	8,500	46,710	6,318,580
70%	11,200	61,960	6,227,520
80%	13,200	72,740	5,236,920
90%	15,050	82,870	3,453,240



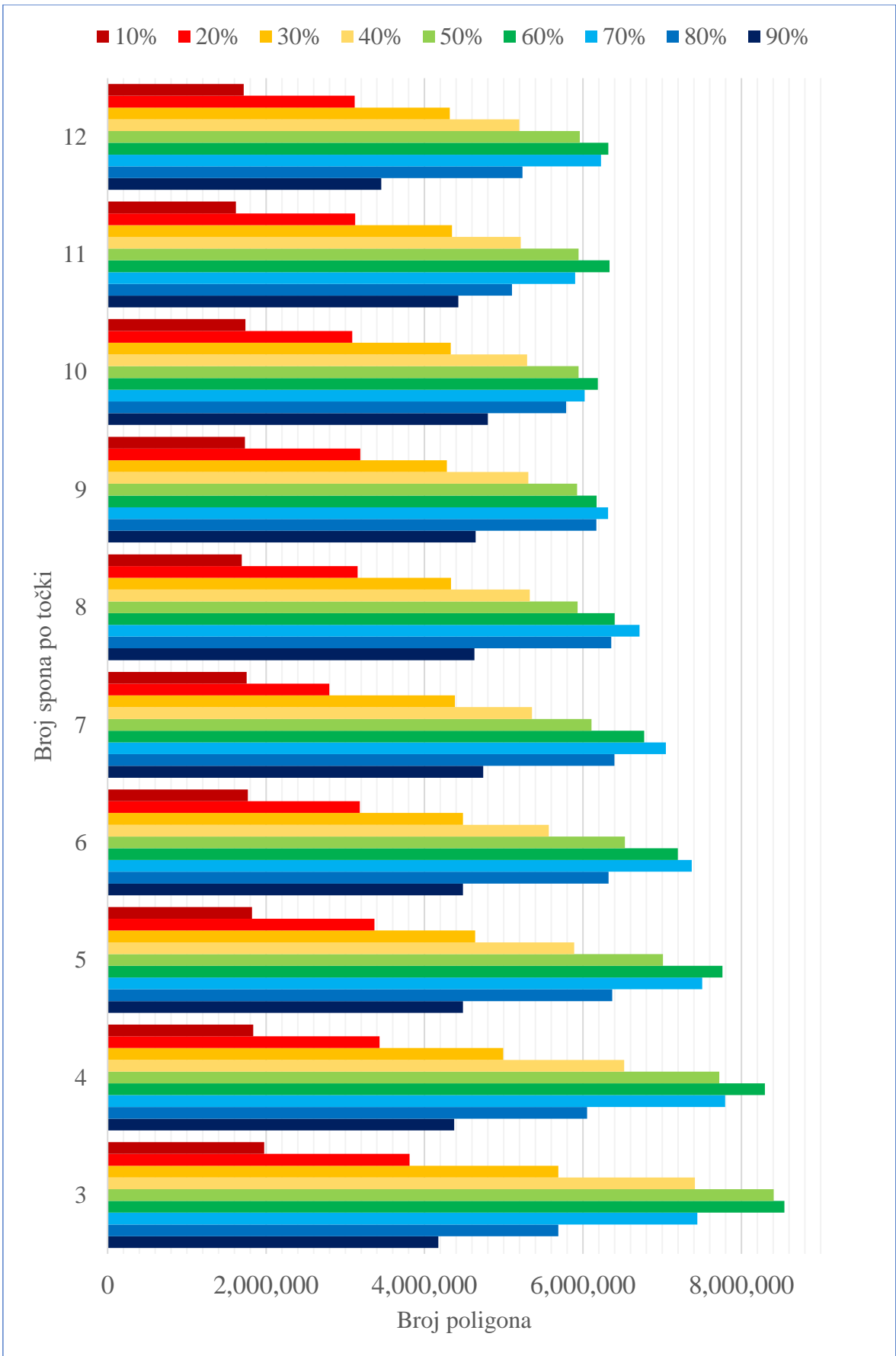
Slika 127. Vrijeme izračuna za sve modele



Slika 128. Broj točaka za sve modele



Slika 129. Broj spona za sve modele



Slika 130. Broj poligona za sve modele

4.3.4. OPTIMALNI BROJ SPONA

Na kraju je potrebno odrediti koji je broj spona optimalan za daljnje korištenje u istraživanju. Tablica 39. prikazuje ukupnu kvalitetu korištenog broja spona u modelima. Poredak je utvrđen zbrajanjem poretka iz Tablice 6. i Tablice 17., te najmanji broj predstavlja optimalnu konfiguraciju.

Modeli sa 8 i 9 spona po točki postižu najbolje rezultate i dijele prvo mjesto. Prednost je dana konfiguraciji sa 9 točaka po sponi zbog male prednosti u brzini izračuna, što su pokazali rezultati iz poglavlja 4.3. U daljnjim istraživanjima koristi se ova konfiguracija mrežastih struktura.

Tablica 39. Konačni poredak po kvaliteti korištenog broja spona

Konačni poredak	Konačni rezultat	Poredak po homogenosti	Poredak po varijabilnosti	Broj spona
1.	5	2	3	9
2.	5	3	2	8
3.	7	1	6	10
4.	9	8	1	6
5.	11	4	7	7
6.	11	7	4	5
7.	11	3	8	3
8.	13	6	7	4
9-	15	5	10	11
10.	19	10	9	12

4.4. PROGRAMSKA IZRADA I PRIPREMA PROSTORNIH MREŽASTIH STRUKTURA

U prethodnom poglavlju rezultati istraživanja pokazali su kako korišteni računalni programi nisu sposobni napraviti 3D modele i pripremu za 3D tisak kakvi su potrebni za postizanje ciljeva ove disertacije. Stoga je osmišljeno programsko rješenje koje može direktno stvoriti volumni model i napraviti pripremu za 3D tisak na temelju pojednostavljenog opisa modela generiranog u Houdiniju.

Program učitava model koji se sastoji samo od spona. Veličina modela je 5x5x5 mm, dok je veličina prostora koji se procesira i razlaže na slojeve 6x6x6 mm. Definiran je broj i veličina slojeva od kojih se priprema za 3D tisak sastoji. Odaabrana veličina vokseli je 50x50x50 μm , stoga je horizontalna rezolucija 120x120 piksela, te je broj slojeva 120. Zatim se za svaki sloj računaju sjecišta plohe sloja i spona. Model sadrži 1,822 spona. Oko sjecišta se konstruiraju elipse koje predstavljaju odgovarajući oblik presjeka i pikseli koji se nalaze unutar tih elipsi poprimaju bijelu boju. Ovime se odjednom na razini svakog sloja generira mali dio modela i istovremeno radi priprema.

Napravljeni slojevi učitani su u Houdini i pretvoreni u poligonalni oblik. Slaganjem slojeva rekonstruirao se oblik modela. Za usporedbu je napravljen model nastao primjenom klasične mreže operatora za izradu mrežastih struktura. Objektivna usporedba može se postići izračunom zapremine oba modela koji su prikazani na Slici 131., dok je u Tablici 40. prikazana usporedba parametara izračuna. Zapremina programski napravljenog modela je 30.034 mm^3 , dok je zapremina modela napravljenog u Houdiniju 32.704 mm^3 , što ga čini 7.79% većim od programski generirane verzije. Ukupni volumen prostora modela je 125 mm^3 , dok je razlika volumena između dva modela 2.67 mm^3 , iz čega proizlazi da je odstupanje u apsolutnoj razini ispune samo 2.14%. Odstupanje se može pripisati različitom algoritamskom načinu vokselizacije modela i može se smatrati zanemarivom razlikom pošto se veće odstupanje u razni ispune javlja zbog nasumične varijabilnosti ispune, kako je utvrđeno u poglavljima 4.3.1. i 4.3.2.

Ispravan rad algoritma je potvrđen, stoga je potrebno raspraviti preostala dva bitna podatka - vrijeme izračuna modela je 21m 42.1s, dok je zauzeće radne memorije 28,708 KB.

Vrijeme izračuna na prvi se pogled čini iznimno sporo naspram direktnog generiranja modela u Houdiniju, koje ukupno iznosi samo 6.84s (**VDBFromPolygons** operator – 6.22s, **Convert** operator – 0.61s, **Wire** operator – 0.01s). Vrijeme je zabilježeno samo za ova tri

operatora pošto oni predstavljaju istovjetan posao koji Python program mora napraviti. Može se primijetiti kao Python program generira volumni zapis modela, dok Houdini ima dodatni korak (iako po vremenskom udjelu vrlo mali) koji volumni model pretvara u poligonalni. Ovaj korak svejedno se treba uzeti u obzir pošto su poligonalni modeli nužni za pripremu za 3D tisak. Python program je 190 puta sporiji naspram Houdinija, ali potrebno je uzeti u obzir tri činjenice.

Prva je da su korišteni operatori u Houdiniju višedretveni i napravljeni od strane nekih od najboljih programera u industriji računalne 3D grafike, dok se napisani program izvršava na jednoj dretvi i zasigurno nije optimalno napravljen. Kako je ranije spomenuto, programska paralelizacija ovog tipa problema je relativno jednostavna, te je očekivani faktor porasta brzine izračuna linearan sa porastom broja korištenih fizičkih procesorski dretvi. Proces izračuna pojedinog sloja nije ni na koji način uzročno povezan sa izračunom bilo kojeg drugog sloja, stoga je riječ o tipu problema koji je idealan za paralelni izračun. Zbog svega navedenog javlja se iznimno zanimljiva mogućnost korištenja grafičkih procesora za izradu mrežastih struktura. Grafički procesori sposobni su za masovno paralelni izračun korištenjem tisuća manjih procesorskih jezgri. Tradicionalno su orijentirani prema problemima čije se rješavanje temelji na ponavljanju velikog broja manjih izračuna, što upravo predstavlja izradu mrežastih struktura. Dodatno, glavno ograničenje grafičkih procesora je relativno ograničena količina radne memorije koju posjeduju. Ovdje se dodatno očituje prednost pri izradi mrežastih struktura prema predloženom algoritmu, pošto je utrošak radne memorije iznimno nizak.

Druga činjenica je da Houdini prilikom generiranja modela radi samo taj posao, dok Python program istovremeno radi i pripremu modela za 3D tisak. Ovo se u poglavlju 4.3.3. pokazalo još problematičnijim od izrade većih modela, te svakako predstavlja značajnu prednost predloženog procesa izrade i pripreme modela.

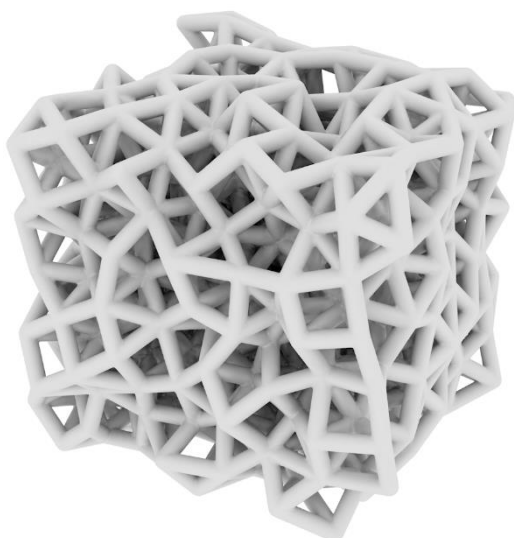
Treća činjenica koju je potrebno uzeti u obzir je odabir programskog jezika. Python je odličan programski jezik za brzi razvoj zbog jednostavne sintakse i interpreterske prirode jezika, ali performanse izračuna su relativno skromne u odnosu na „ozbiljne“ jezike poput C# i C++. Programiranje istog algoritma u nekom od tih jezika rezultirala bi značajnim skokom u brzini izračuna.

Zauzeće memorije druga je stavka koja se mora razmotriti. Rezultati iz poglavlja 4.3.3. pokazuju kako je količina radne memorije ograničavajući faktor u izradi većih modela

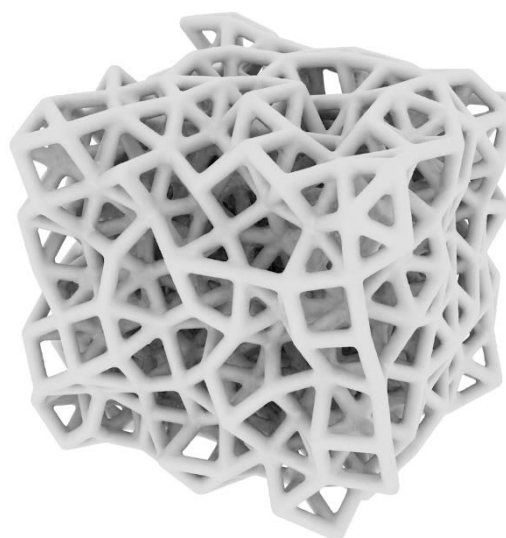
mrežastih struktura. Zbog načina na koji Houdini alocira radnu memoriju teško je profilirati i analizirati trošenje radne memorije na razini pojedinog operatora. Moguće je samo postupnim povećanjem modela koji se računa utvrditi koja su ograničenja korištenja programa. Houdini zbog načina rada mora cijeli model držati u radnoj memoriji i ako uslijed povećanja kompleksnosti modela zauzeće radne memorije dovoljno poraste dolazi do rušenja programa. Napravljeni Python program nema taj nedostatak i nisko zauzeće radne memorije predstavlja veliku prednost pošto iznosi samo oko 29 MB za vrijeme izračuna, što je zanemarivo je za bilo koje moderno računalo. Dodatno, 29 MB predstavlja ukupnu alokaciju radne memorije koja uključuje rad samog Python interpretera.

Utrošak radne memorije na komponente programa koje sadrže podatke potrebne za izračun je daleko manji. Postoje dva izvora zauzeća radne memorije – matrica spona i matrica sloja. Matrica spona sadrži prostorne lokacije vrhova spona koje se koriste u izračunu, dok matrica sloja sadrži 2D polje binarnih vrijednosti koje predstavlja rezoluciju sloja. Memorijsko zauzeće matrice spona određeno je brojem spona. Svaka spona definirana je sa dva vrha čije su pozicije u 3D prostoru određene sa tri 32 bitne vrijednosti (XYZ koordinate), što znači da je za model sa 1,822 spona zauzeće memorije 43,728 bajta. Dimenzija matrice sloja je 120x120 piksela i vrijednosti su binarne, stoga je zauzeće memorije 1,800 bajta. Jasno je kako je u ovom slučaju ukupno zauzeće radne memorije na račun komponenti programa praktički zanemarivo naspram zauzeća memorije pokrenutog programa. Naravno, korišteni model je vrlo jednostavan i malen, te je rezolucija pripreme za 3D tisak iznimno niska. Ipak, dobiveni rezultati korisni su za ekstrapolaciju vrijednosti izvođenja programa ukoliko bi se izrađivali veći modeli, pošto zauzeće radne memorije raste linearno sa brojem spona i rezolucijom sloja.

Maksimalna veličina modela realno je ograničenja najvećim dostupnim 3D printerom koji zadovoljava kriterije opisane u poglavlju 2.3.6. Anycubic Photon Mono X trenutno najbolje zadovoljava definirane kriterije. Rezolucija korištene LCD matrice je 3840*2400 piksela, što znači da bi matrica sloja zauzimala samo 1,152 KB, što je zanemarivo niski utrošak radne memorije. Računalo sa samo 8 GB radne memorije bilo bi sposobno procesirati modele stotinama puta veće površine.



Slika 131. Model napravljen u Houdiniju



Slika 132. Model napravljen u Pythonu

Zanimljivo je kako vertikalna rezolucija, odnosno broj slojeva, ne igra nikakvu ulogu u zauzeću memorije, već samo vremenu izračuna. Ovo se veže na raniju spomenutu neovisnost izračuna pojedinih slojeva. Matrica sloja se izračuna, rezultat spremi kao slikovna datoteka i proces se ponavlja sve dok se cijela visina modela ne izračuna.

Predloženi algoritam i napravljeni Python program demonstriraju kako postoji valjana alternativa korištenom računalnom programu za 3D modeliranje i pripremu za 3D tisak. Ipak, trenutno postoje značajna ograničenja u upotrebljivosti programa. Prvo je svakako što se samo dio procesa generiranja mrežastih struktura može napraviti u njemu, distribucija točaka i stvaranja spona moraju se napraviti u Houdiniju ili nekom drugom programu sličnih mogućnosti. Drugo ograničenje je brzina izvođenja, ali kako je spomenuto, pravilna implementacija višedretvenog izvršavanja ne predstavlja značaj problem za ovu vrstu problema.

Tablica 40. Usporedba Houdinija i Pythona

	Houdini	Python	Razlika
Vrijeme izračuna	6.84 s	1,302.1 s	190.36x
Zauzeće radne memorije	1,130.1 MB	28.7 MB	55.3x
Aktivno zauzeće radne memorije	673.6 MB	45.5 KB	14,804x
Volumen modela	32.704 mm ³	30.034 mm ³	+7.79%

Postignuti rezultati su vrlo ohrabrujući. Napravljeni program je jednostavan i efektivan u postizanju željenih rezultata, te je njihova kvaliteta na razini onih dobivenih u profesionalnom komercijalnom računalnom programu, bilo onom za 3D modeliranje ili za 3D pripremu. Nažalost, nije bilo moguće izraditi model na 3D printeru jer je struktura .photons datoteka (koju generiraju programi za pripremu modela) prilično kompleksna. Napravljeni program može spremiti stvorene slike u bilo kojem poznatijem formatu slikovnih datoteka i njih bi zatim programskim putem trebalo pretvoriti u .photons datoteku. Postoje određene programske biblioteke (eng. *library*) koje su razvijene za takvu manipulaciju slikama, ali njihova upotreba je izvan okvira ove disertacije.

4.5. ISPITIVANJE MOGUĆNOSTI 3D PRINTERA

Bilo kakva rasprava o primjeni mrežastih struktura za simulaciju trabekularne kosti besmislena je ako korišteni 3D printer ne može kvalitetno realizirati mrežaste strukture odgovarajućih dimenzija pora i razina ispune.

Napravljeno je 17 modela mrežastih struktura sa rasponom ispune od 5 do 85% u koracima od 5%. Na Slici 133. - Slike 149. prikazani su napravljene 3D modeli i izrađeni objekti.

Vizualni pregled modela pokazuje kako nema grešaka u izradi mrežastih struktura. Naravno, pregled je ograničen na vanjski dio modela. Pošto je najveća vjerojatnost da spona puknu upravo na vanjskom dijelu modela može se pretpostaviti da je unutrašnjost jednako kvalitetno izrađena. Može se zaključiti kako je korišteni 3D printer sposoban izraditi cjelokupan predviđeni raspon razina ispune od 5 do 85% bez grešaka.

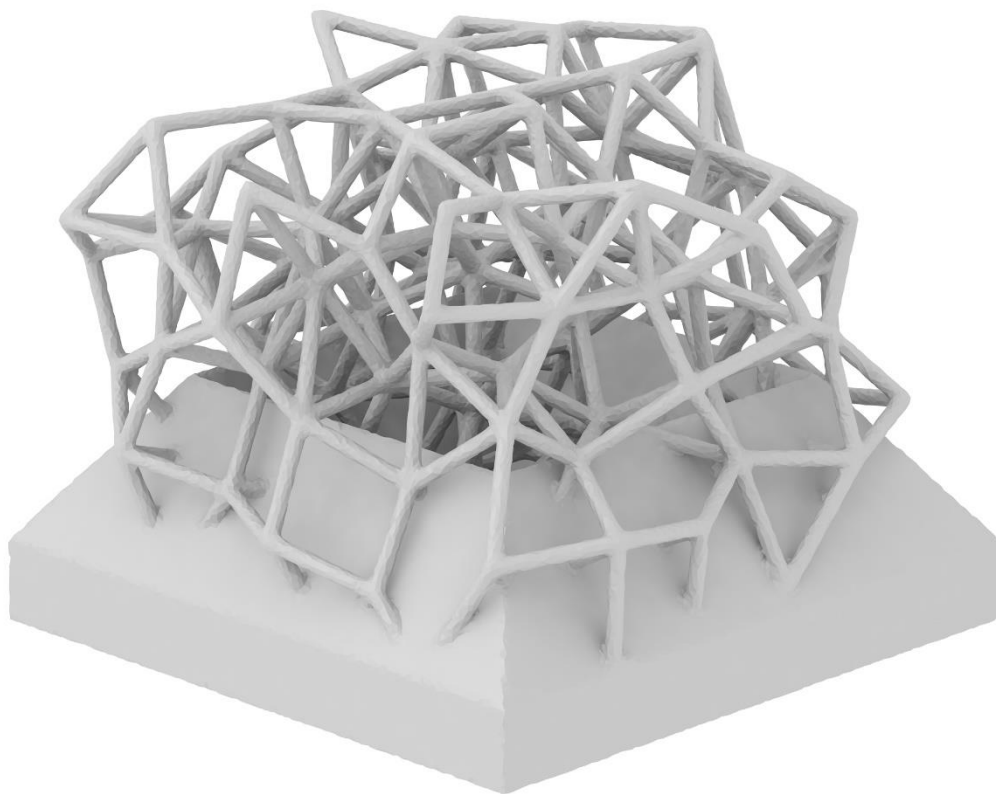
Moguće je uočiti mala odstupanja u izgledu modeliranih i realnih mrežastih struktura, posebice pri višim razinama ispune. Spone su deblje na realnim strukturama, posebice na čvorištima. Ovo je uz skladu sa očekivanjima, kako je raspravljeno u poglavlju 4.2. Iako je tamo utvrđeno odstupanje debljine izrađene spona naspram modelirane, ipak je riječ o promjeni debljine spona raspoređenih u pravilnu mrežu. Može se pretpostaviti da je dinamika povećanja debljine izrađenih spona drugačija u ovakvim strukturama, pogotovo pri većim razinama ispune. Nažalost, nema jednostavnog načina kako objektivno odrediti odstupanje debljine spona, a samim time i razine ispune, naspram 3D modela. Vjerojatno najbolji način bio bi mikro-CT snimanje uzoraka, rekonstrukcija površine iz dobivene volumne snimke i mjerenje spona u stvorenom modelu.

Mikro-CT snimanje bilo bi dodatno korisno za utvrđivanje prisustva eventualno zaostalog tekućeg polimera u modelu. Pore modela vrlo su sitne, a fotopolimer viskoznan, što znači da je uklanjanje zaostalog materijala potencijalno problematično u dubini objekta. Ispiranje se može pospješiti agitacijom IPA za vrijeme ispiranja, bilo cirkulacijom ili ultrazvučno. Povećanje temperature dodatno doprinosi ispiranju pošto fotopolimeru značajno pada viskoznost na višoj temperaturi. Problem se može dodatno riješiti optimizacijom u procesu generiranja modela. Mala veličina pora poželjna je iz dva razloga. Prvi je ostvarivanje čim homogenijeg sučelja između objekta i implantata, drugi je čim preciznije praćenje promjene gustoće trabekularne kosti u CBCT snimci. Kvalitetno sučelje između objekta i implantata je ključno za postizanje kvalitetnih rezultata u istraživanjima za

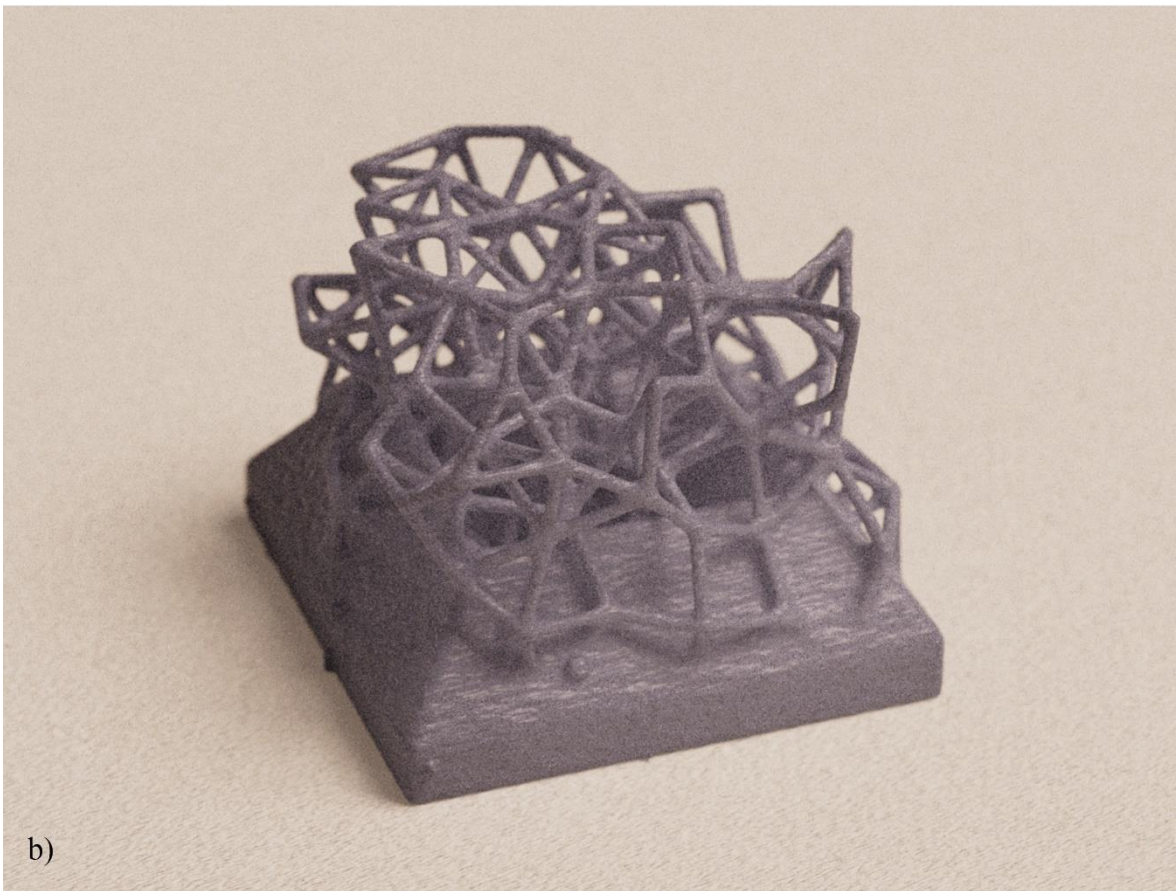
koji su ove replike kosti namijenjene. Prostorno precizna simulacija gustoće trabekularne kosti na temelju CBCT snimke svakako je poželjna, ali nije kritična kao izrada adekvatnog sučelja. Ovo znači da se mrežasta struktura u neposrednoj blizini implantata može napraviti sa najmanjom mogućom debljinom spona, dok se u ostalim dijelovima može realizirati sa debljim sponama i većim porama. Povećane debljine spona uz adekvatno smanjenje gustoće točaka rezultirat će većim porama i istom razinom ispune kao i kod korištenja tankih spona, stoga mehanička svojstva ostaju jednaka. Prednost većih pora je značajno lakše ispiranje fotopolimera. Oblik spona također utječe na veličinu otvora koji povezuju pore. Okrugli presjek spona odabran je jer sa njime najlakše raditi, ali svakako nije optimalan za postizanje visoke razine ispune, kao što su pokazali rezultati u poglavlju 4.3.1. Drugačiji oblik presjeka spona ili način generiranja mrežastih struktura lako može rezultirati bolje povezanim porama i time doprinijeti boljem ispiranju zaostalog fotopolimera.

Potrebno se osvrnuti na problem fotografiranja uzoraka, obzirom da nije postignuta željena kvaliteta snimaka. Ovaj dio istraživanja temelji se na vizualnoj usporedbi modela i izrađenog objekta, stoga se teži čim većoj kvaliteti fotografija. Iako je za snimanje korišten profesionalni fotoaparati i objektiv (Sony A7RIV i Sigma ART f/1.4 24 mm), mala veličina uzorka i sitni detalji pokazali su se problematičnim za kvalitetno fotografiranje. Slike su nastale izrezivanjem malog dijela kadra iz velike fotografije, stoga je rezolucija slika relativno niska.

Iznenadjujuće je vidjeti ovako visoku razinu detalja postignutu na 3D printeru tako niske cijene. Pretpostavka je da će daljnji razvoj LCD SLA tehnologije aditivne proizvodnje rezultirati 3D printerima sa LCD matricama još više rezolucije, manjim pikselima i mogućnošću izrade još tanjih slojeva. Rezolucija izrade već se sada približava onoj najvišoj na području aditivnih tehnologija, onoj koju nude 3D printeri temeljeni na mlazanju materijala koje je opisano u poglavlju 2.3. Zbog tehnoloških ograničenja ta tehnologija vjerojatno neće moći postići višu rezoluciju u dogledno vrijeme, dok se kod stereolitografije, čak i kod 3D printera u potrošačkom segmentu, može očekivati brz napredak po tom pitanju.

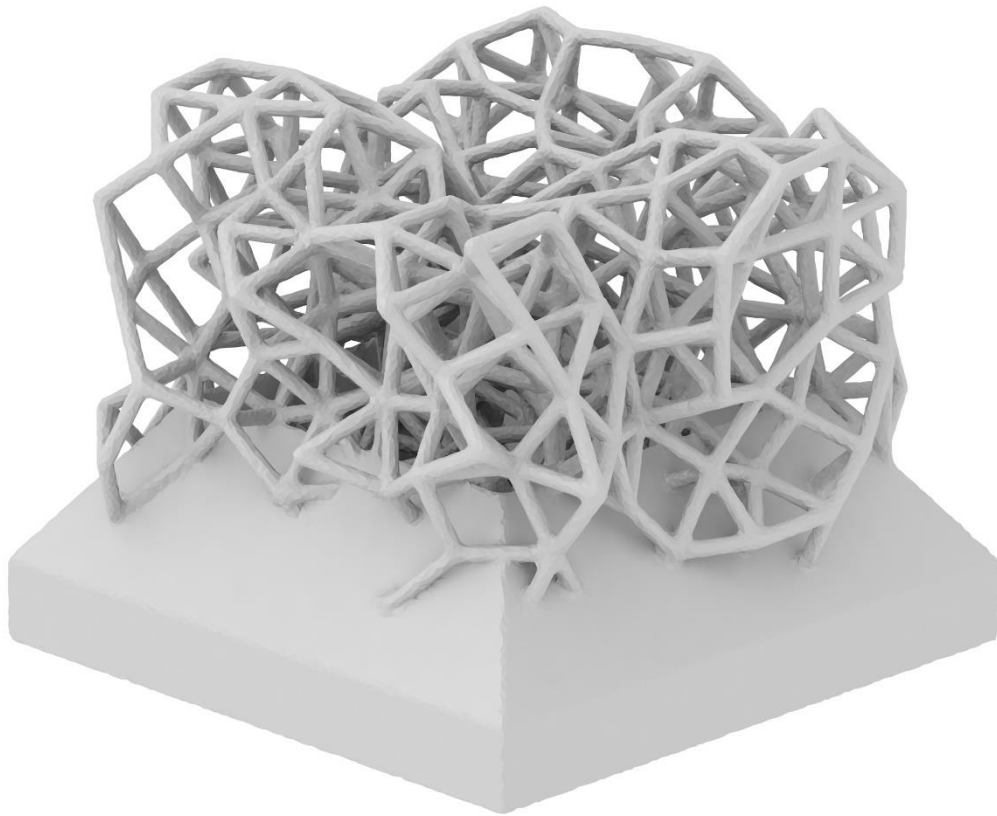


a)

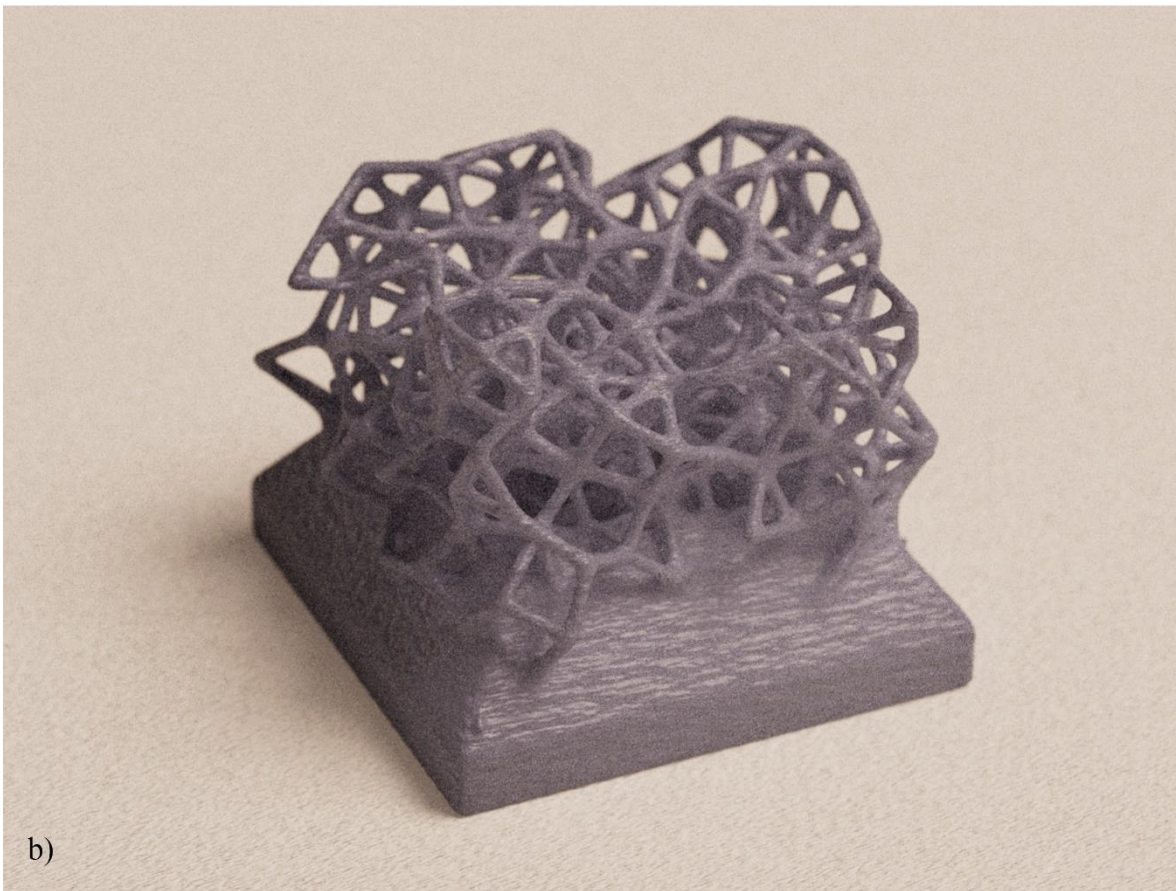


b)

Slika 133. Model razine ispune 5%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

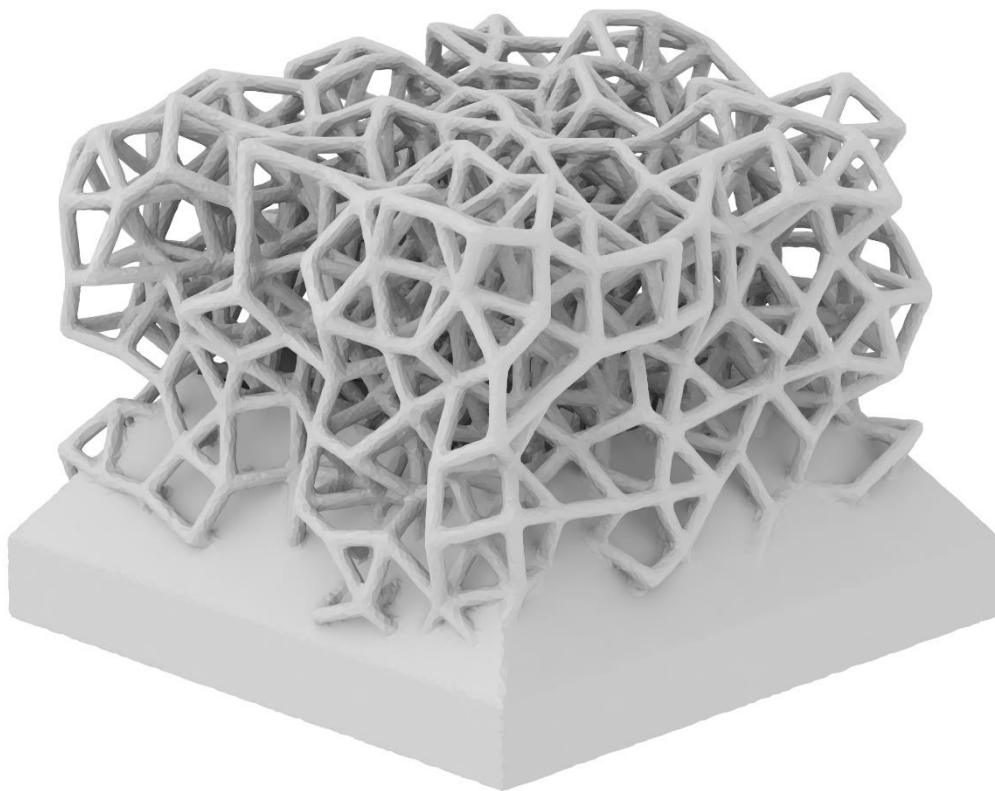


a)

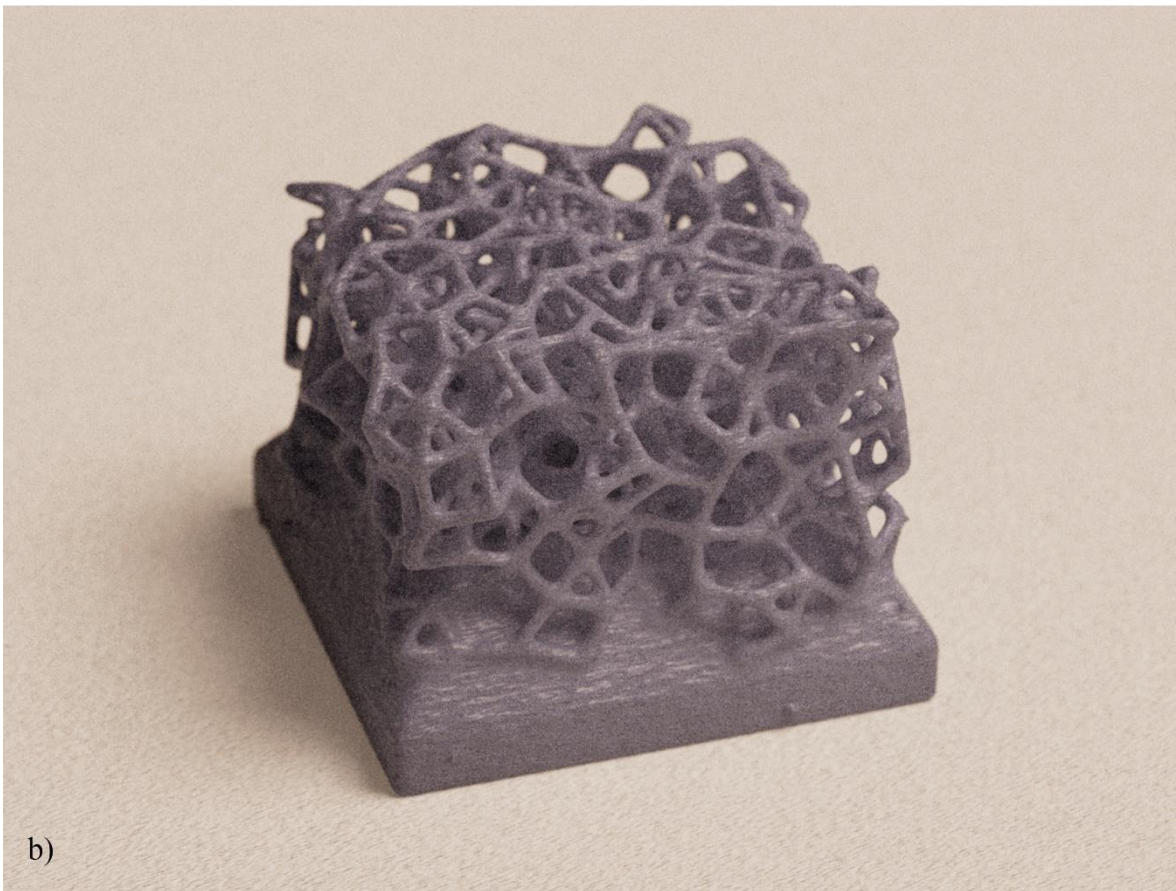


b)

Slika 134. Model razine ispune 10%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

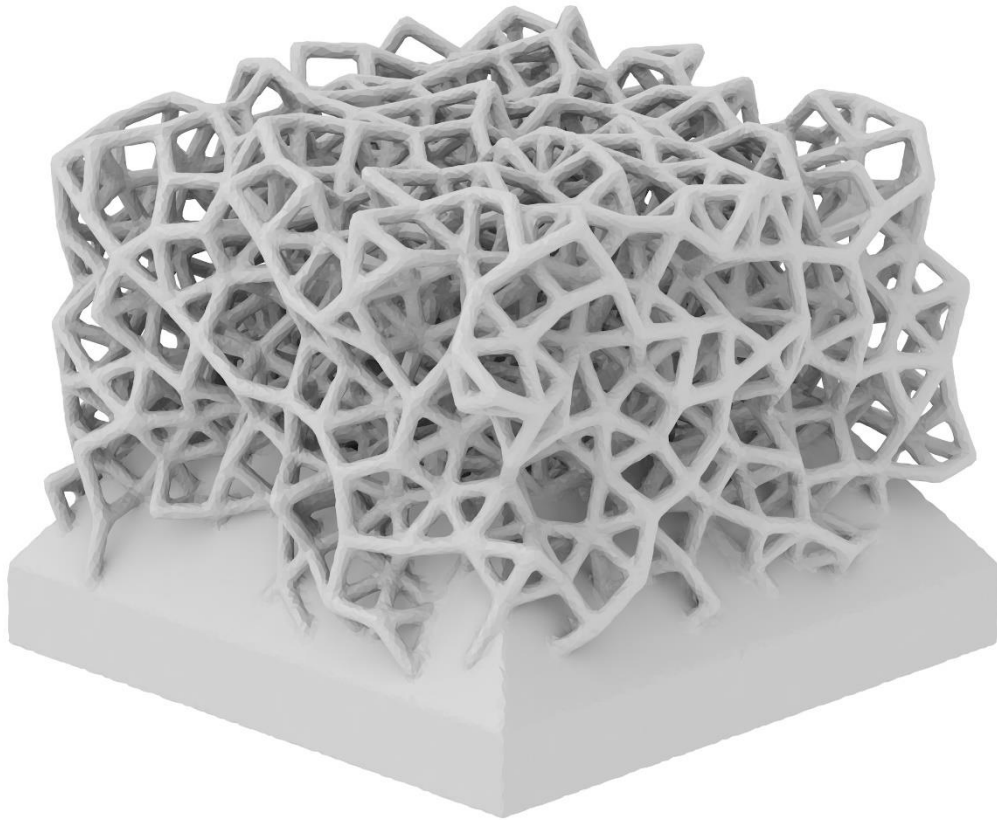


a)

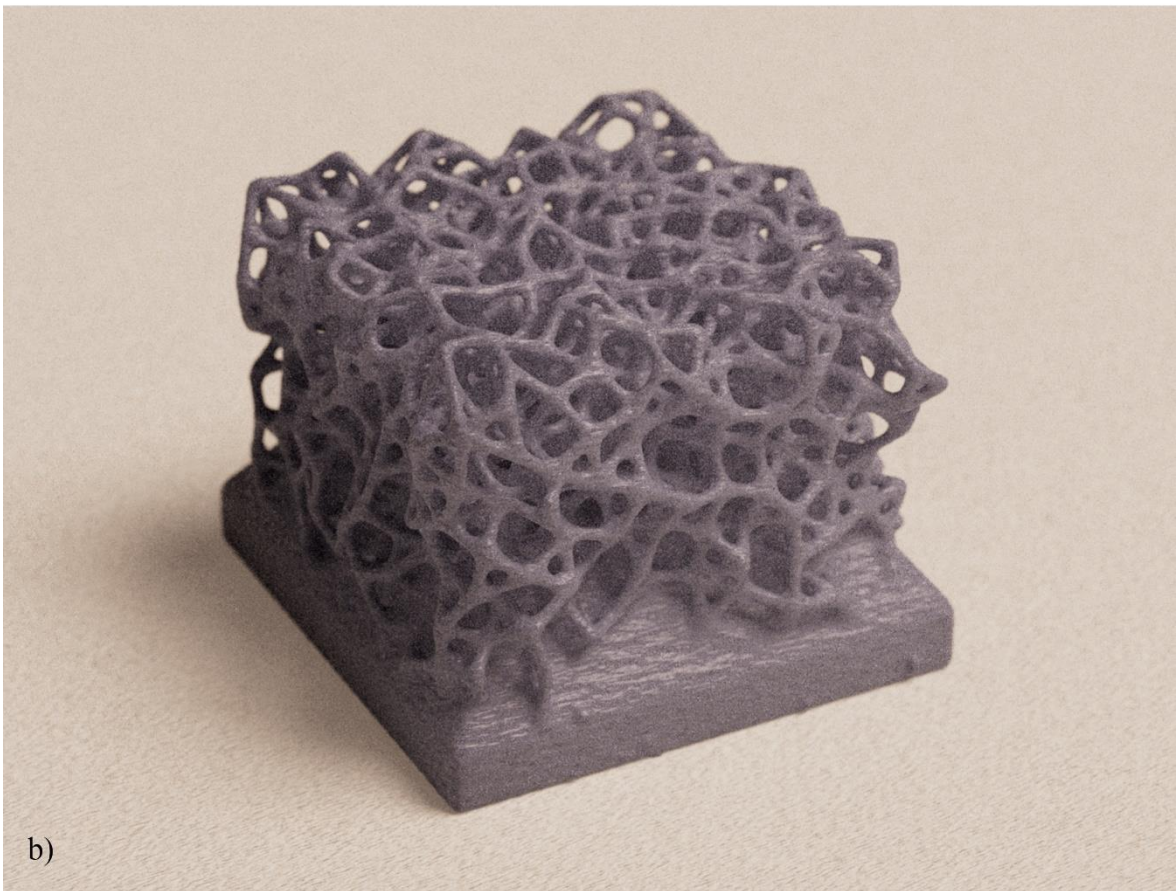


b)

Slika 135. Model razine ispune 15%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

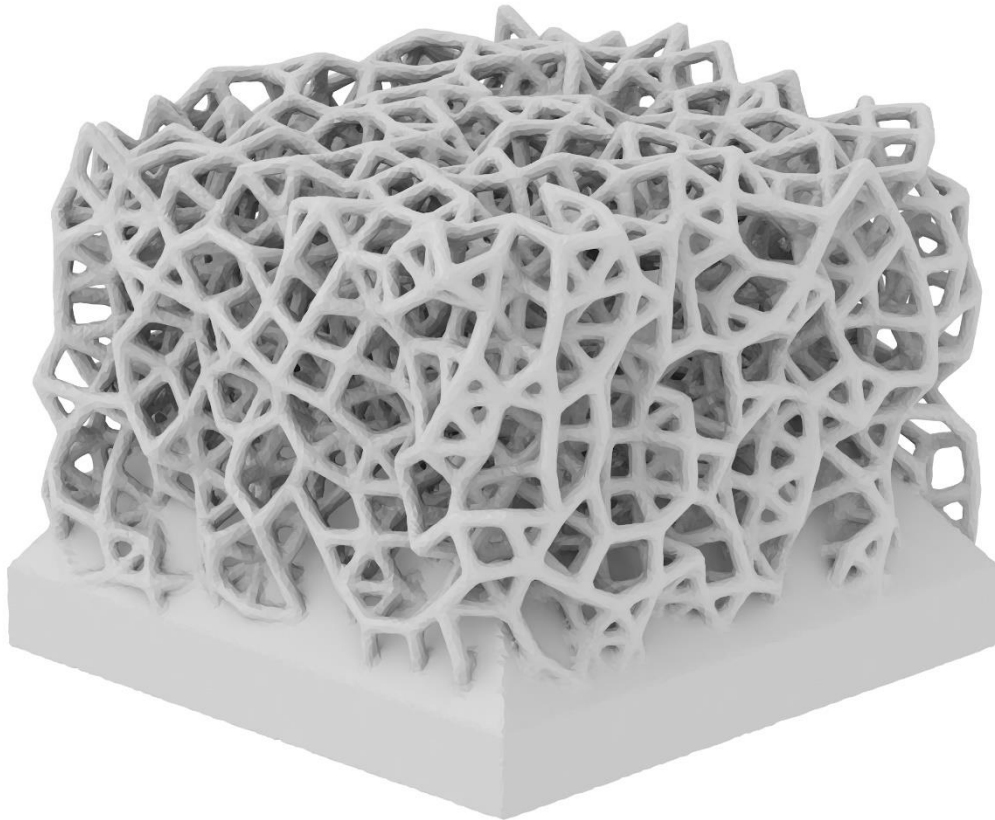


a)

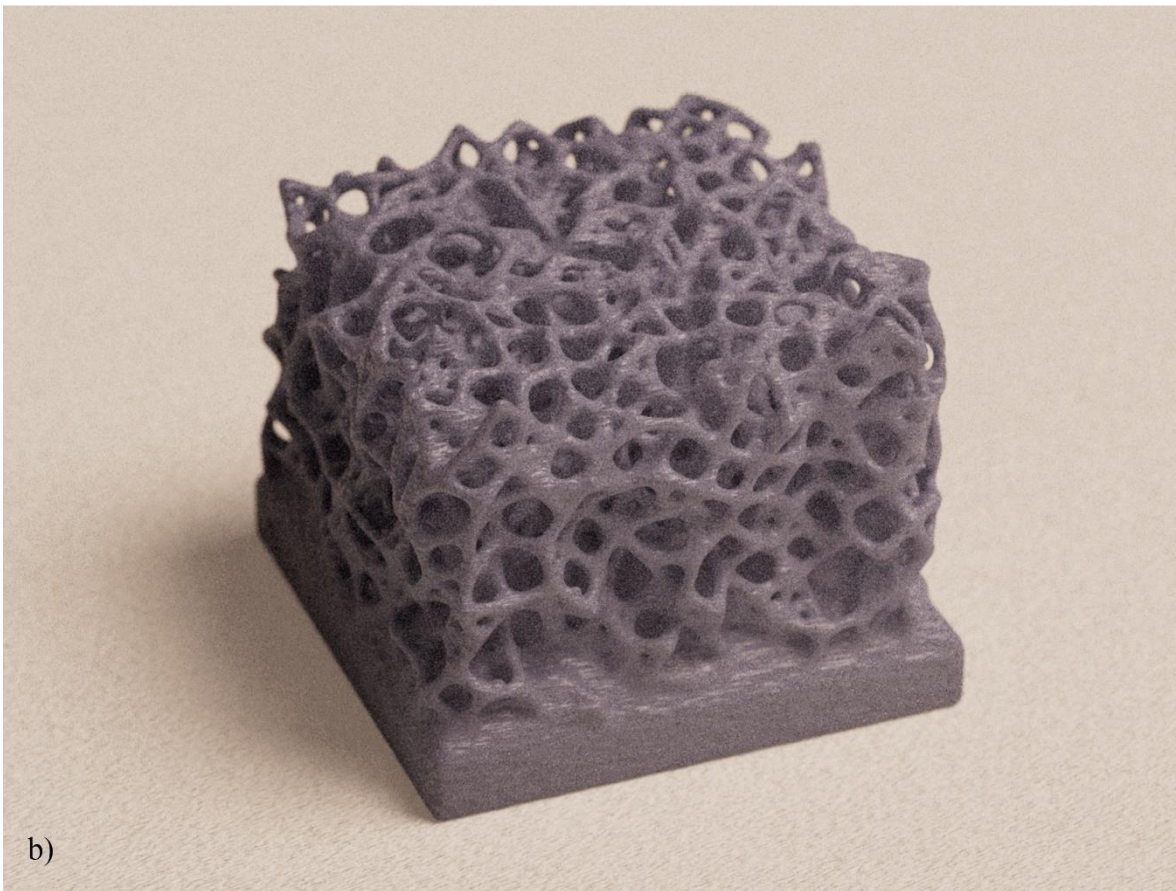


b)

Slika 136. Model razine ispune 20%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

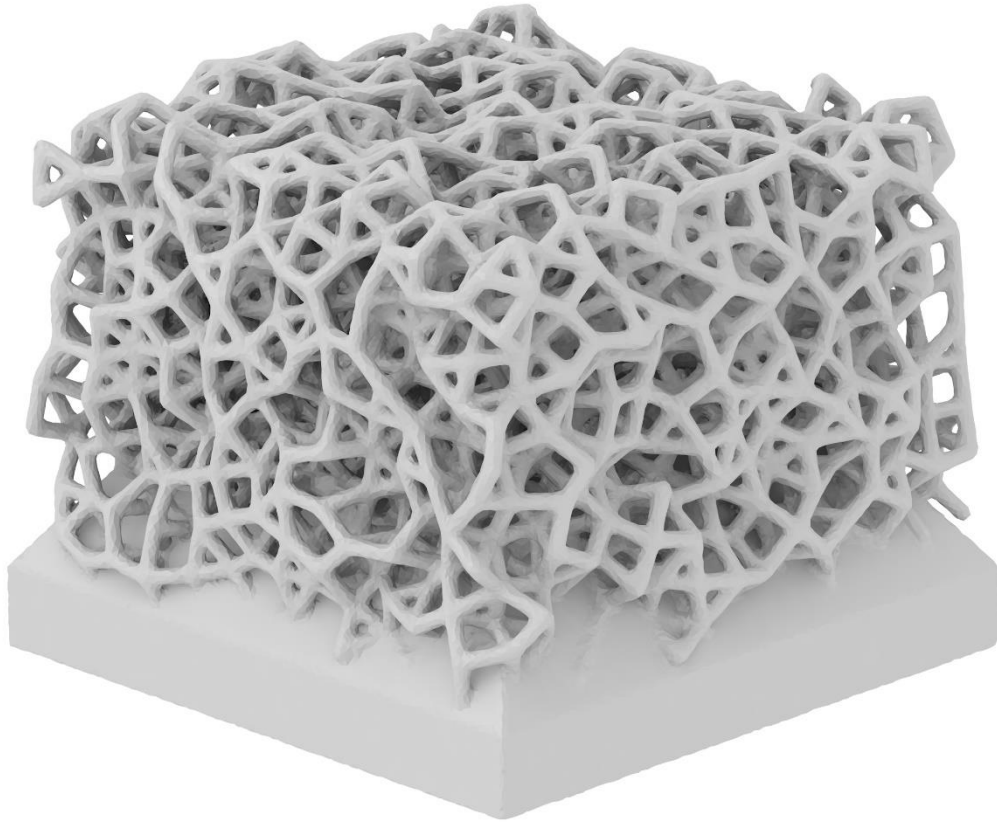


a)

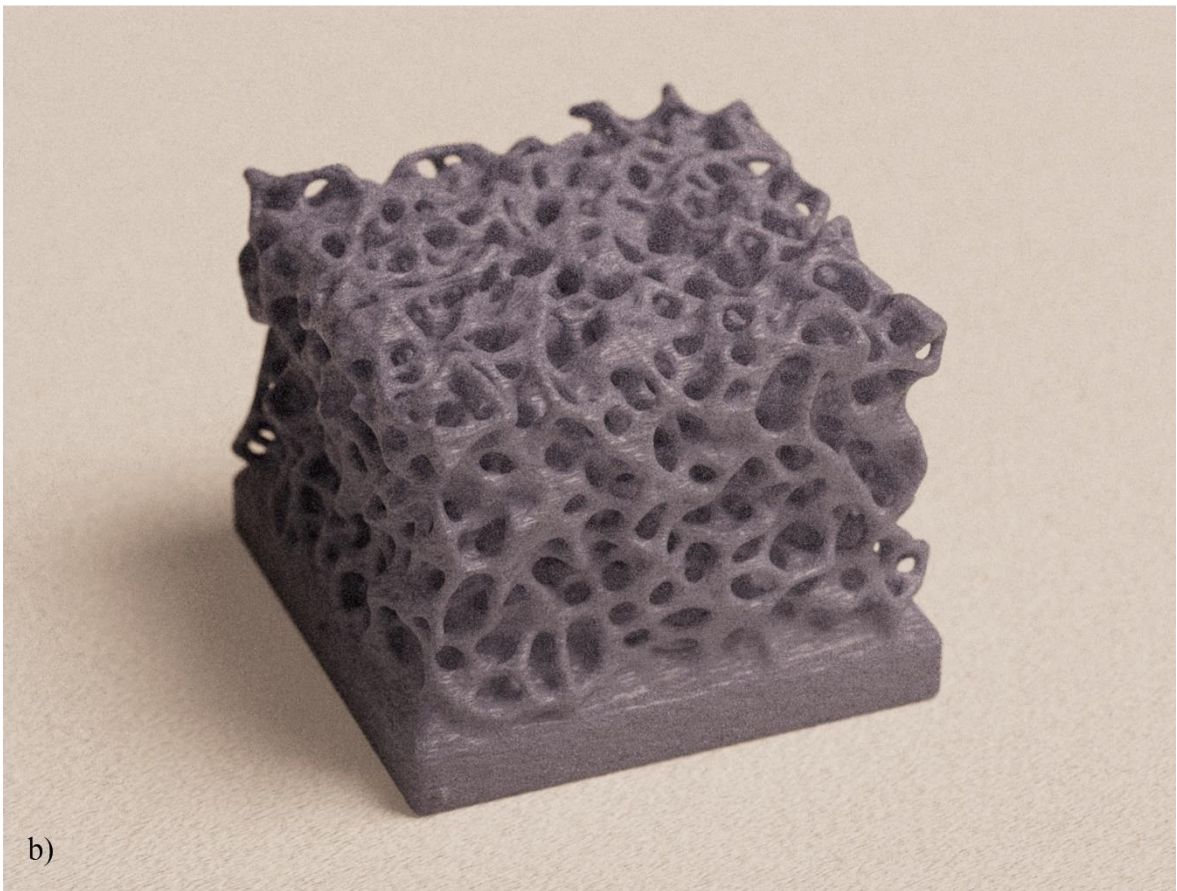


b)

Slika 137. Model razine ispune 25%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

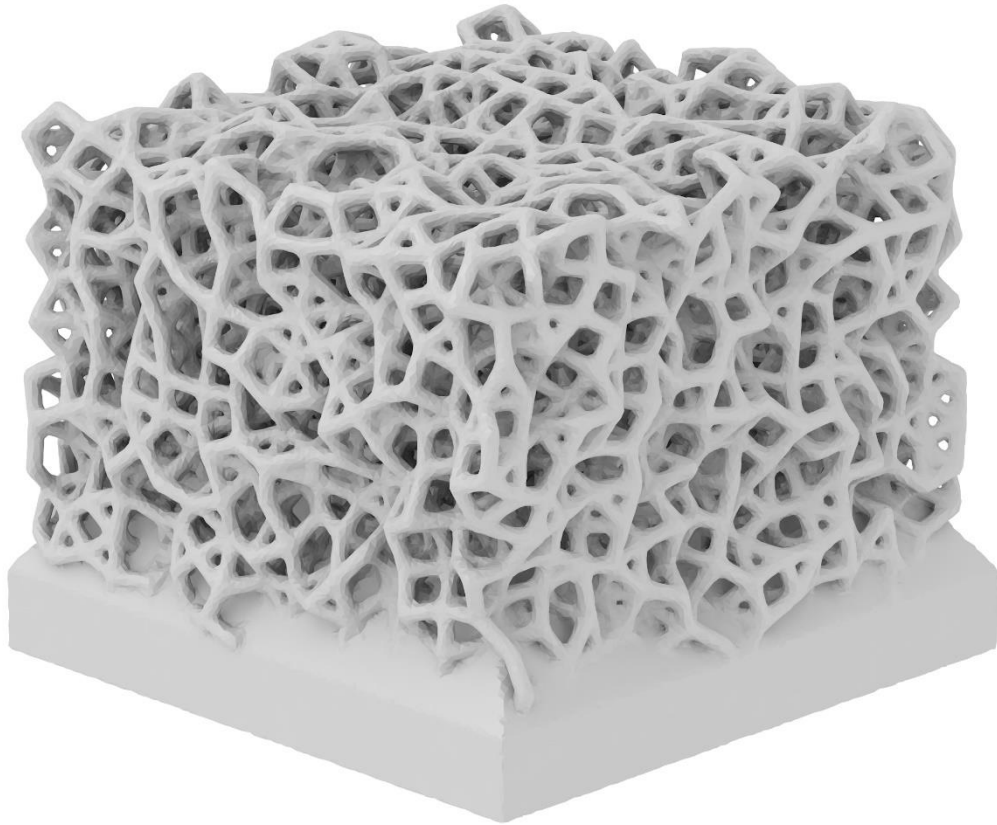


a)

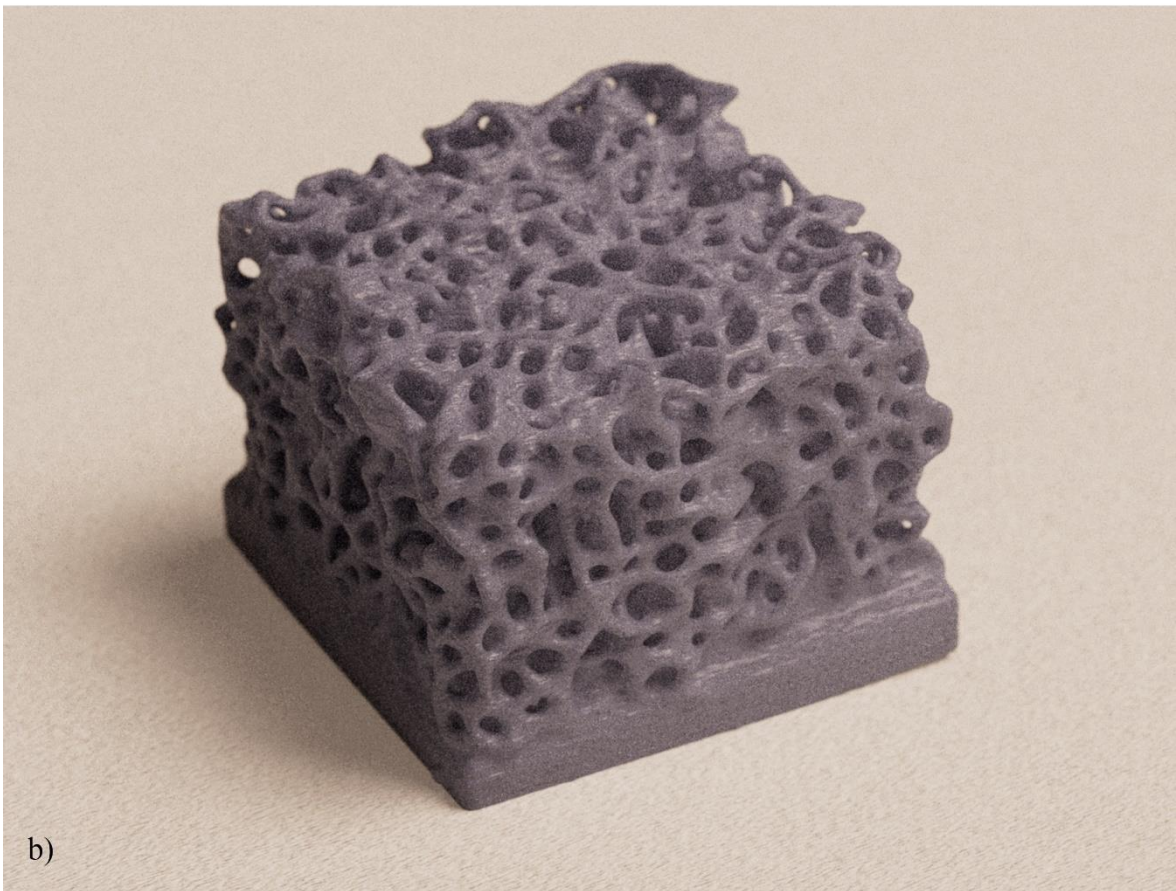


b)

Slika 138. Model razine ispune 30%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

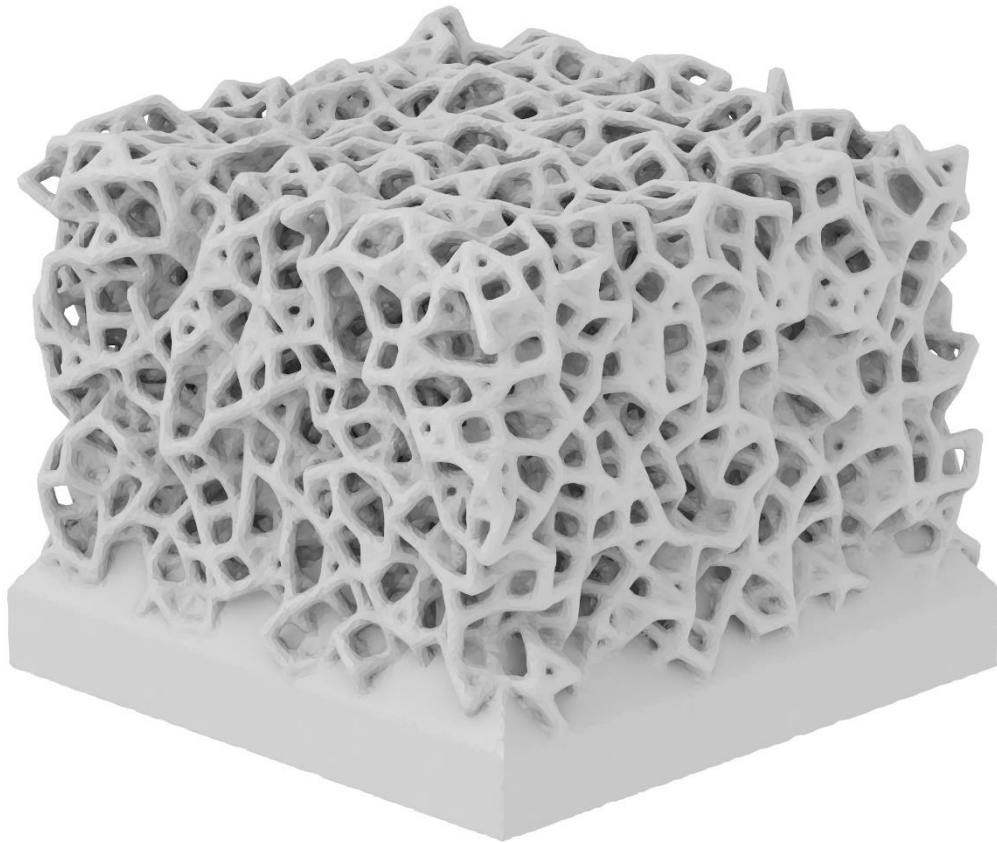


a)

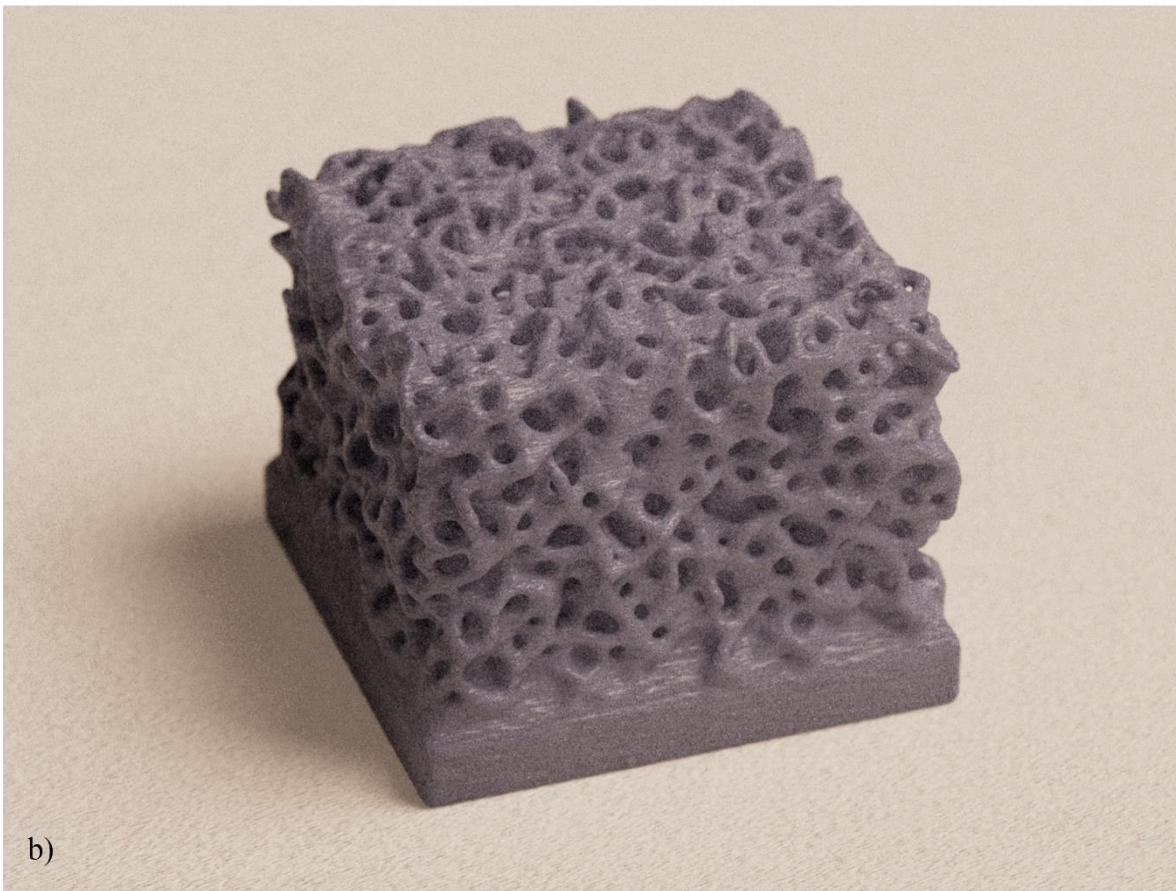


b)

Slika 139. Model razine ispune 35%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

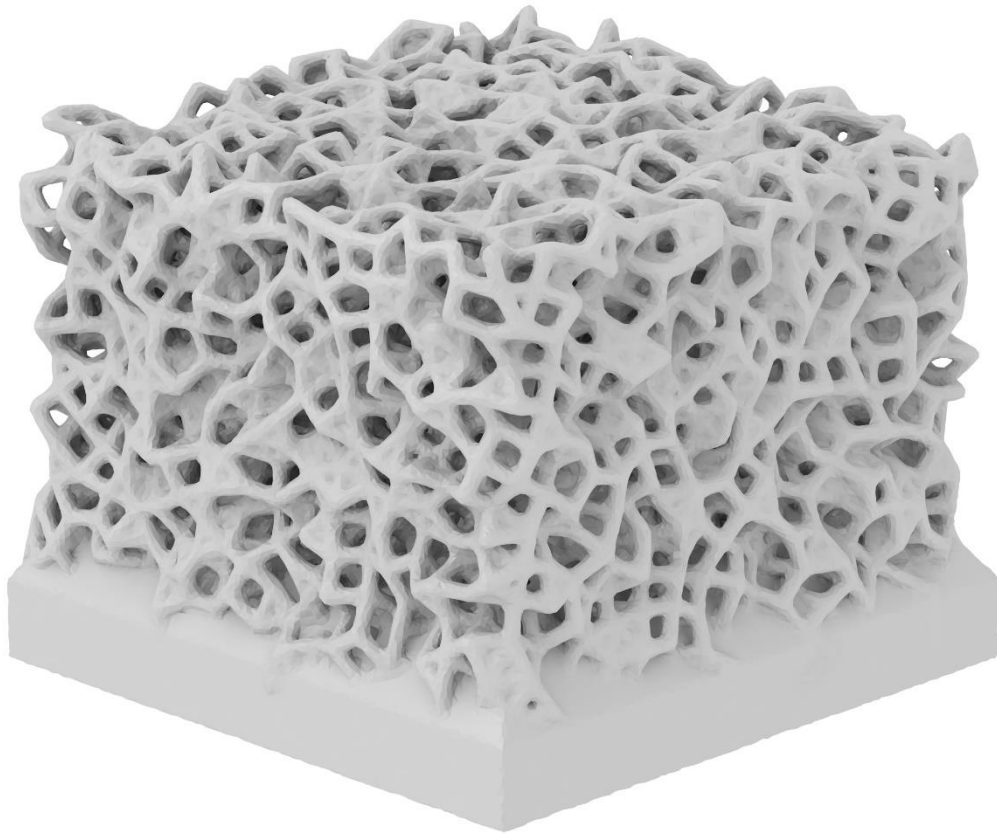


a)

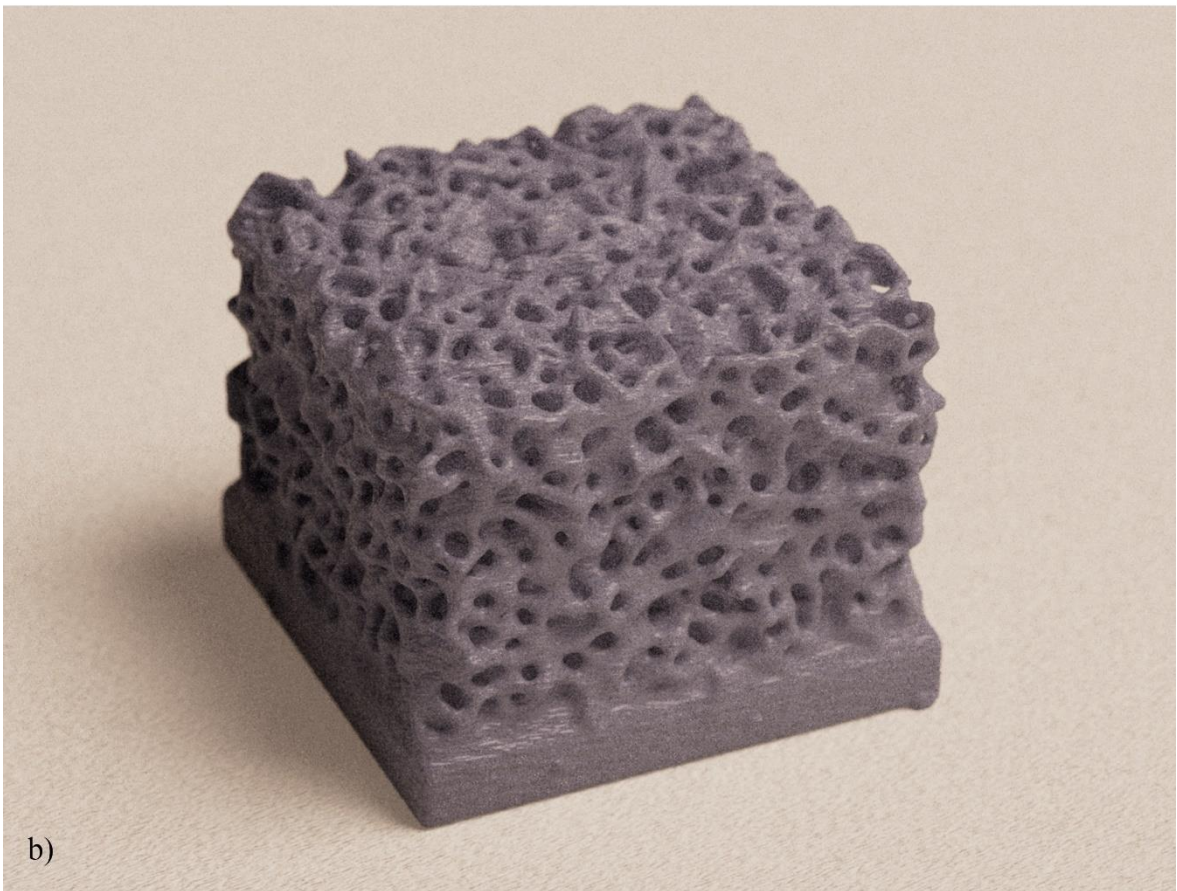


b)

Slika 140. Model razine ispune 40%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

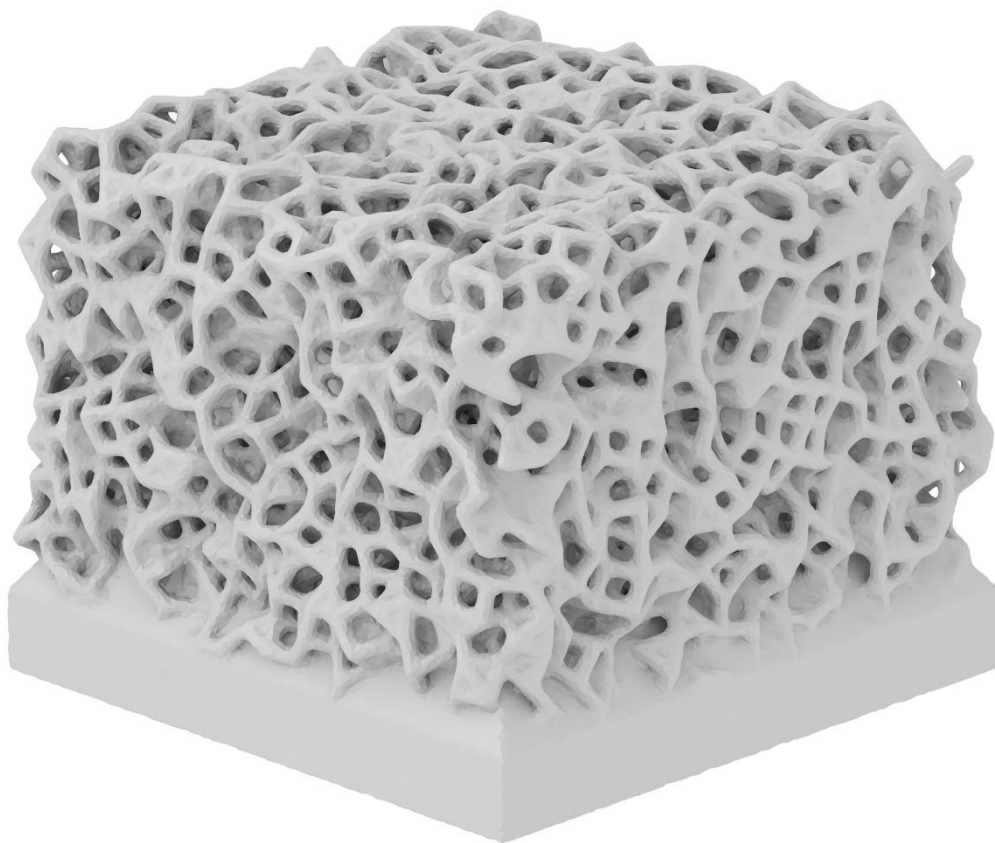


a)

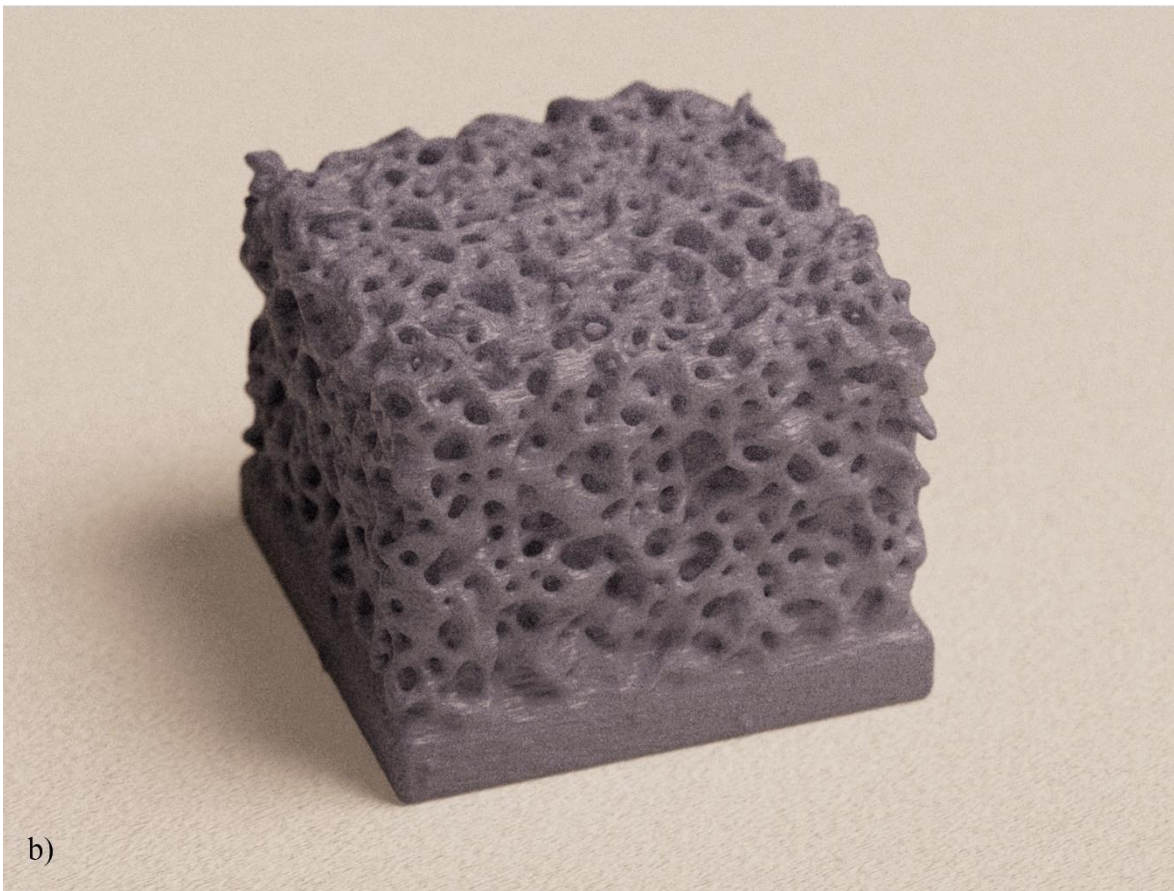


b)

Slika 141. Model razine ispune 45%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

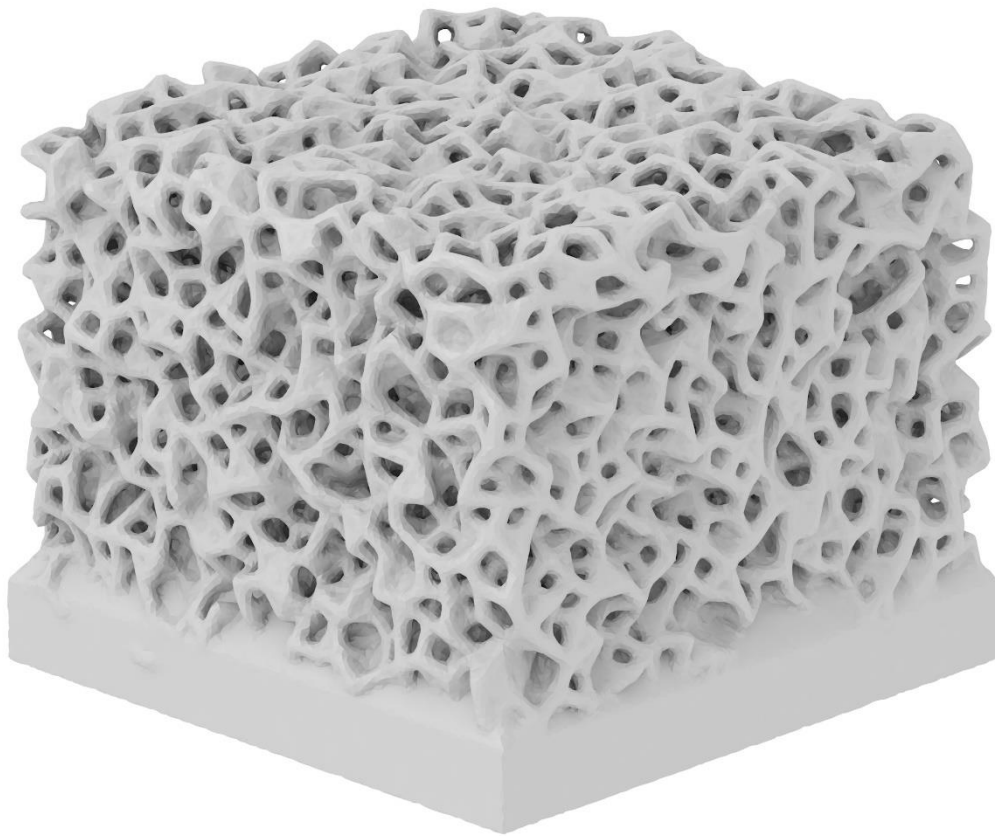


a)

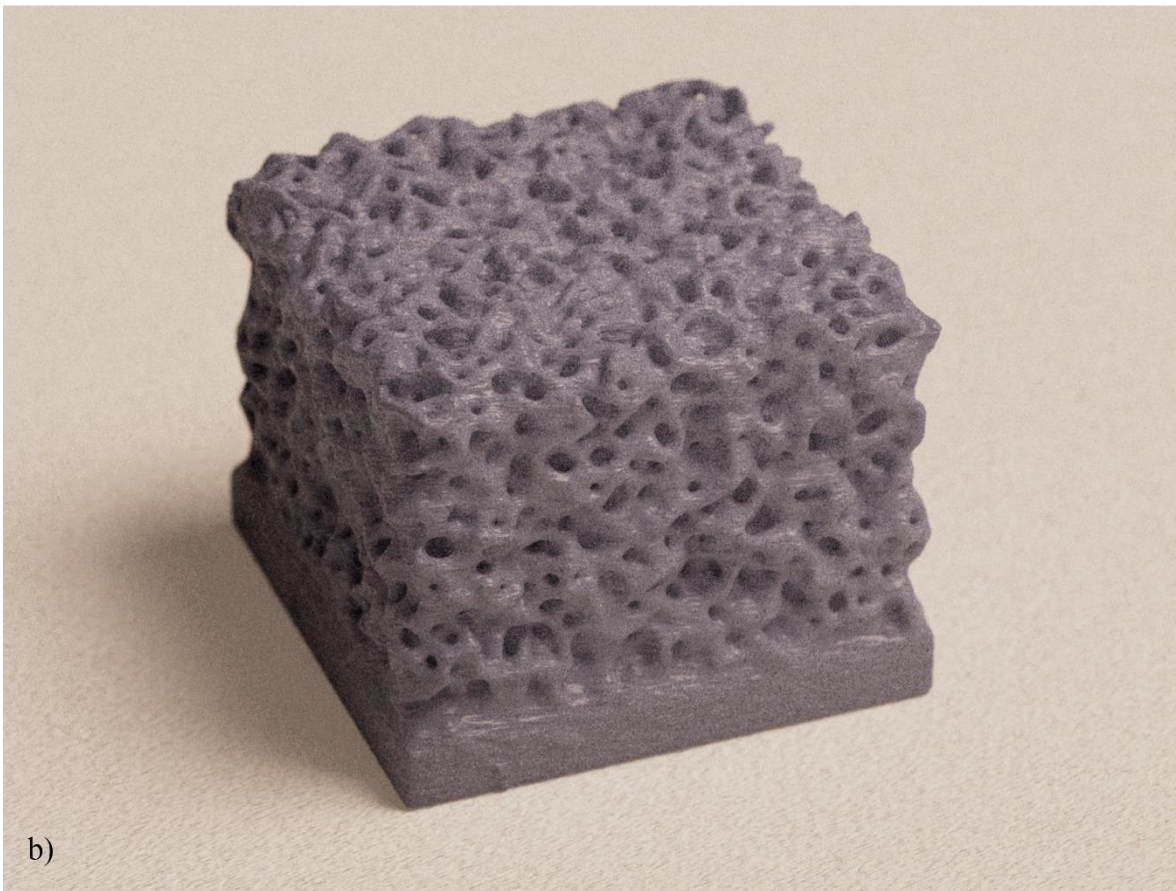


b)

Slika 142 - Model razine ispunje 50%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

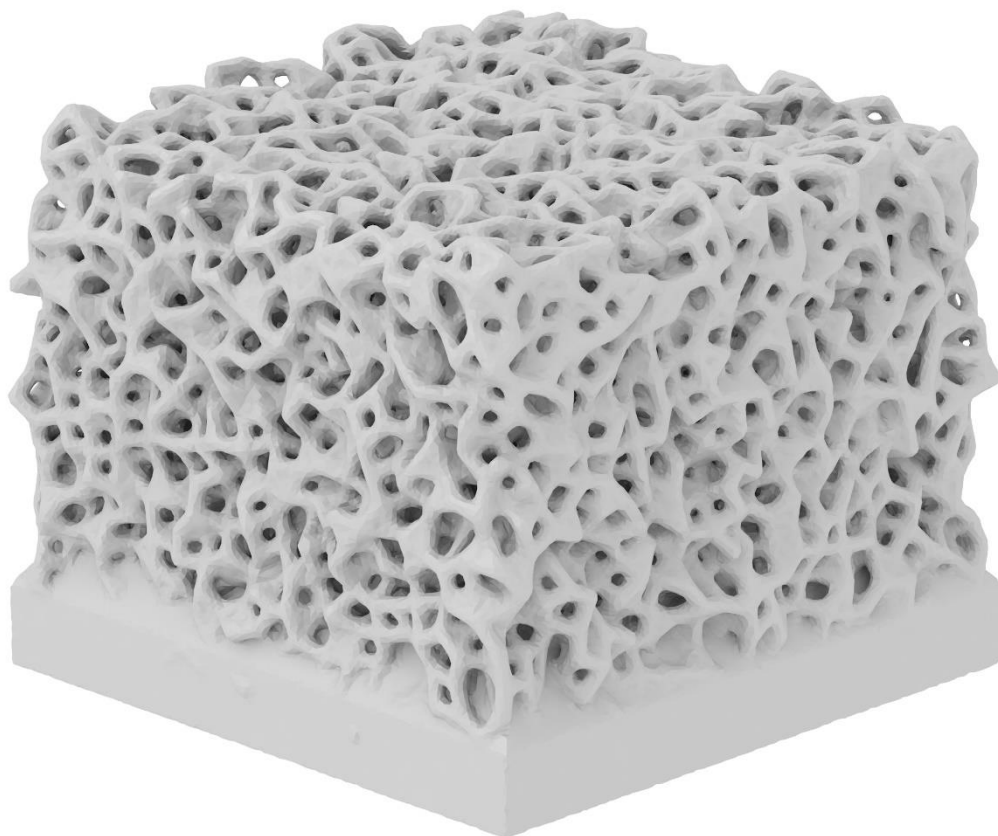


a)

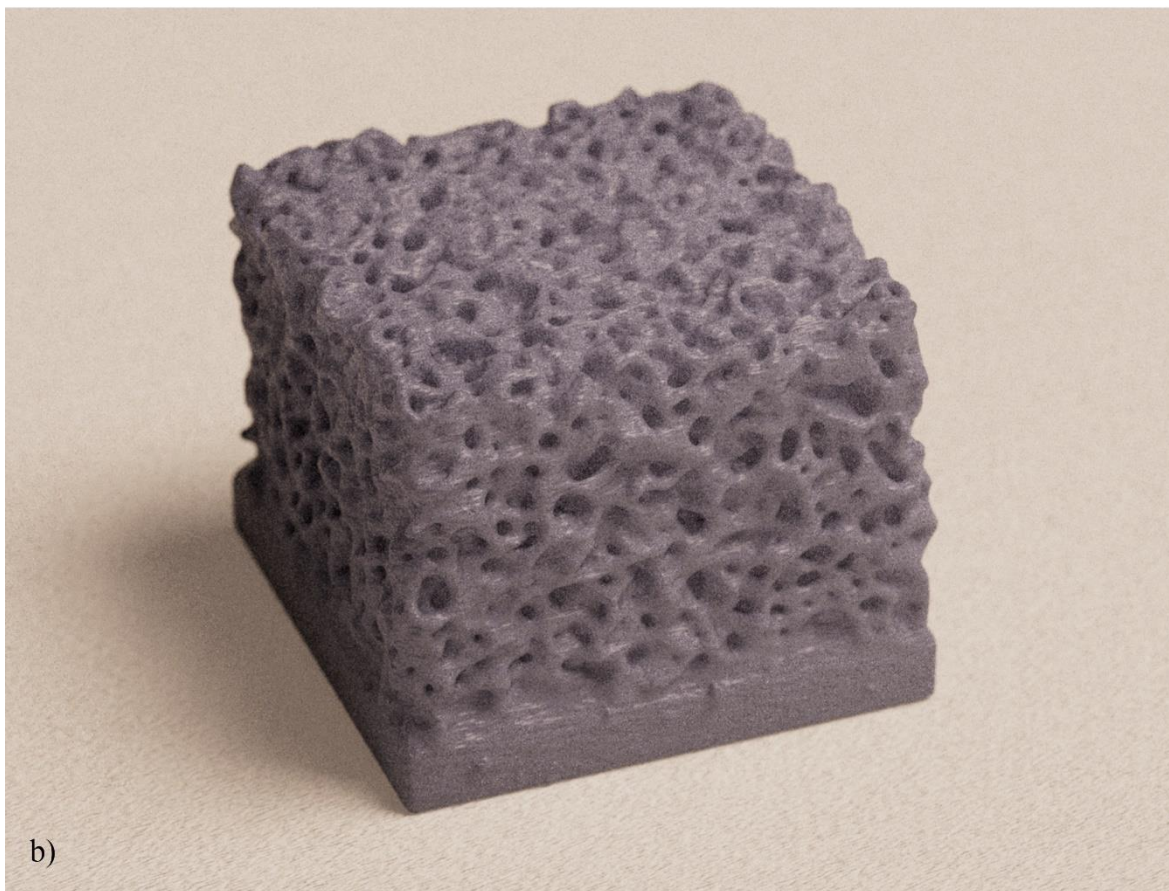


b)

Slika 143. Model razine ispune 55%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

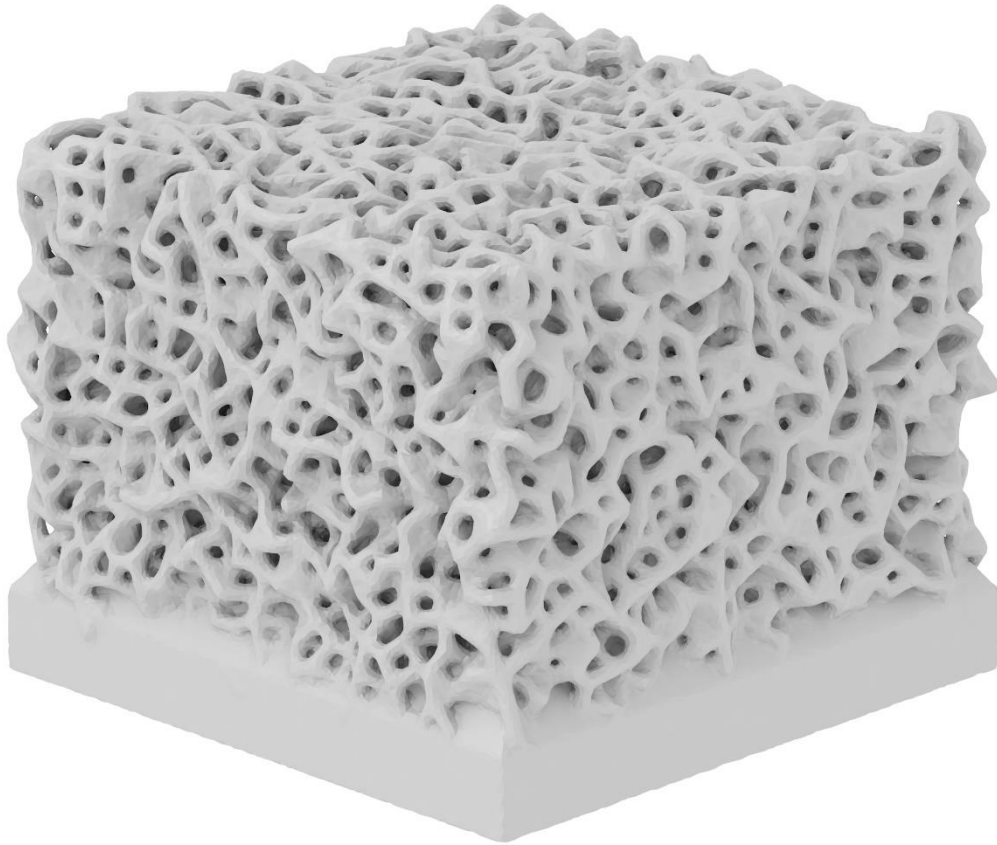


a)

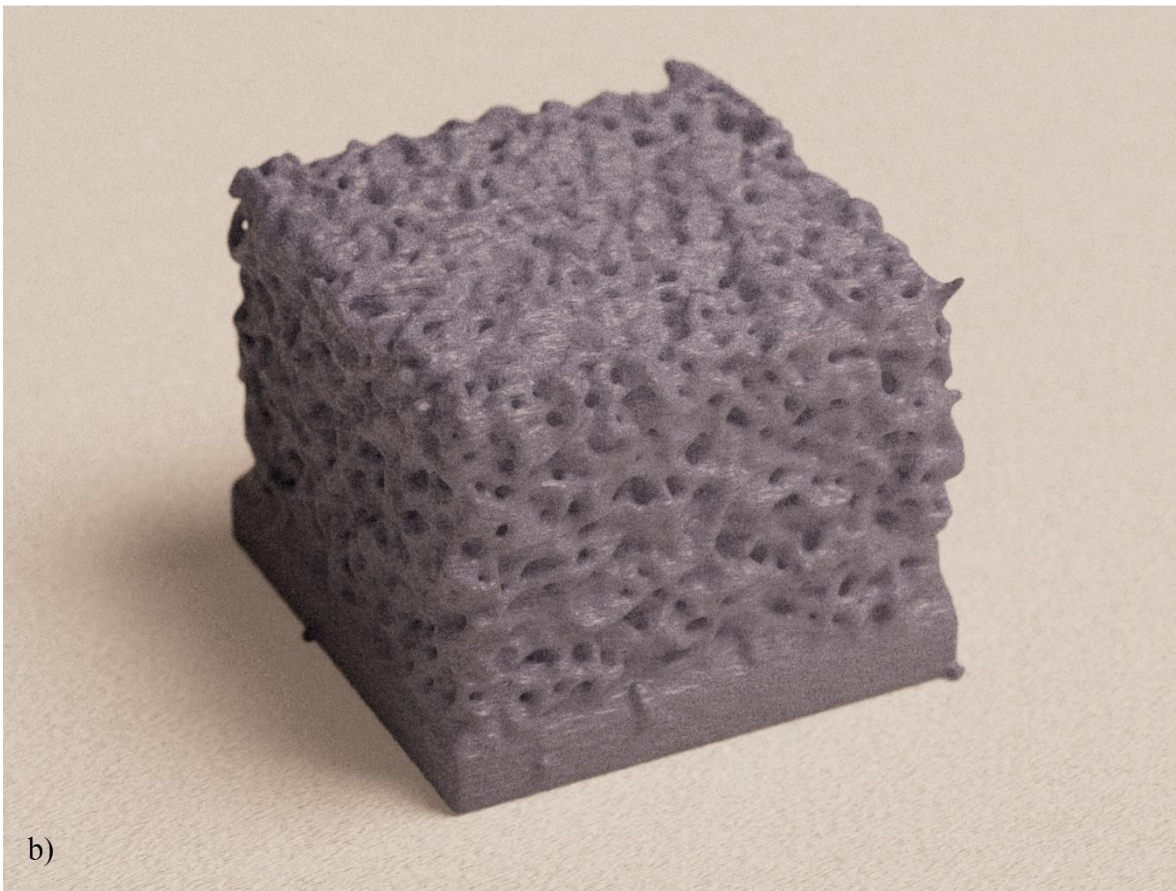


b)

Slika 144. Model razine ispune 60%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

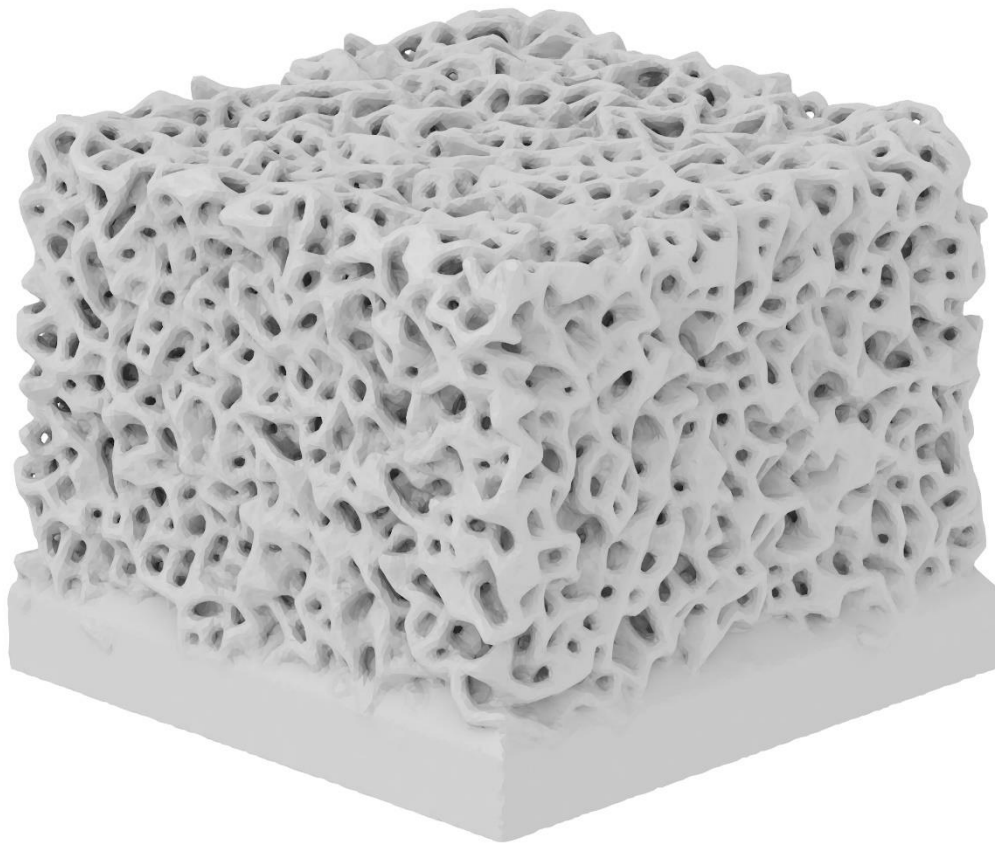


a)

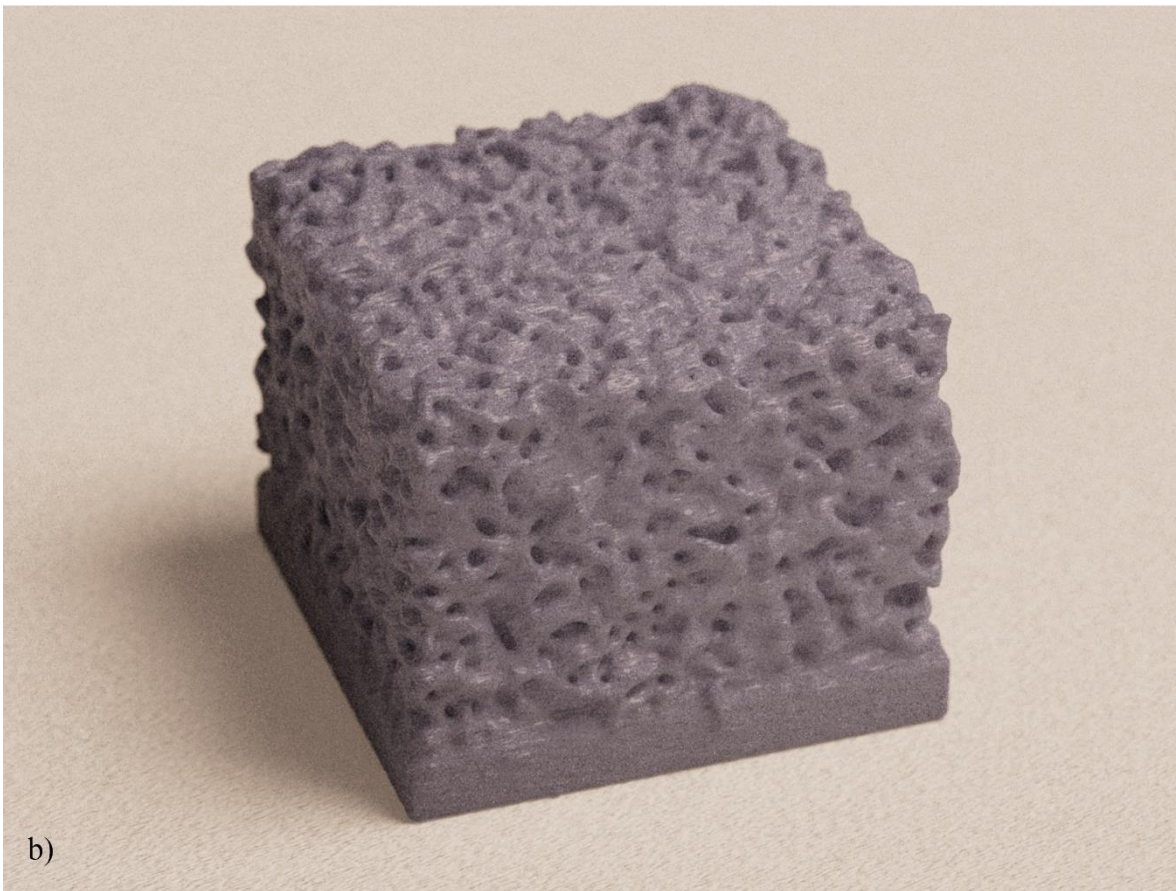


b)

Slika 145. Model razine ispune 65%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

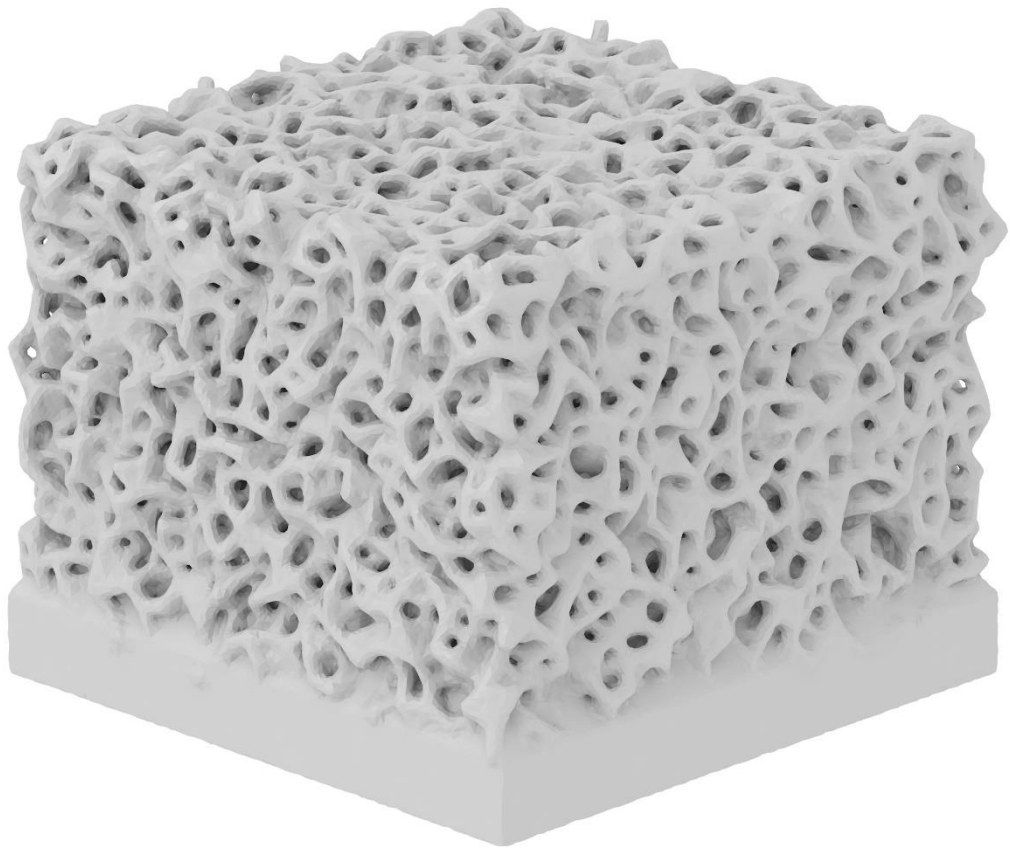


a)

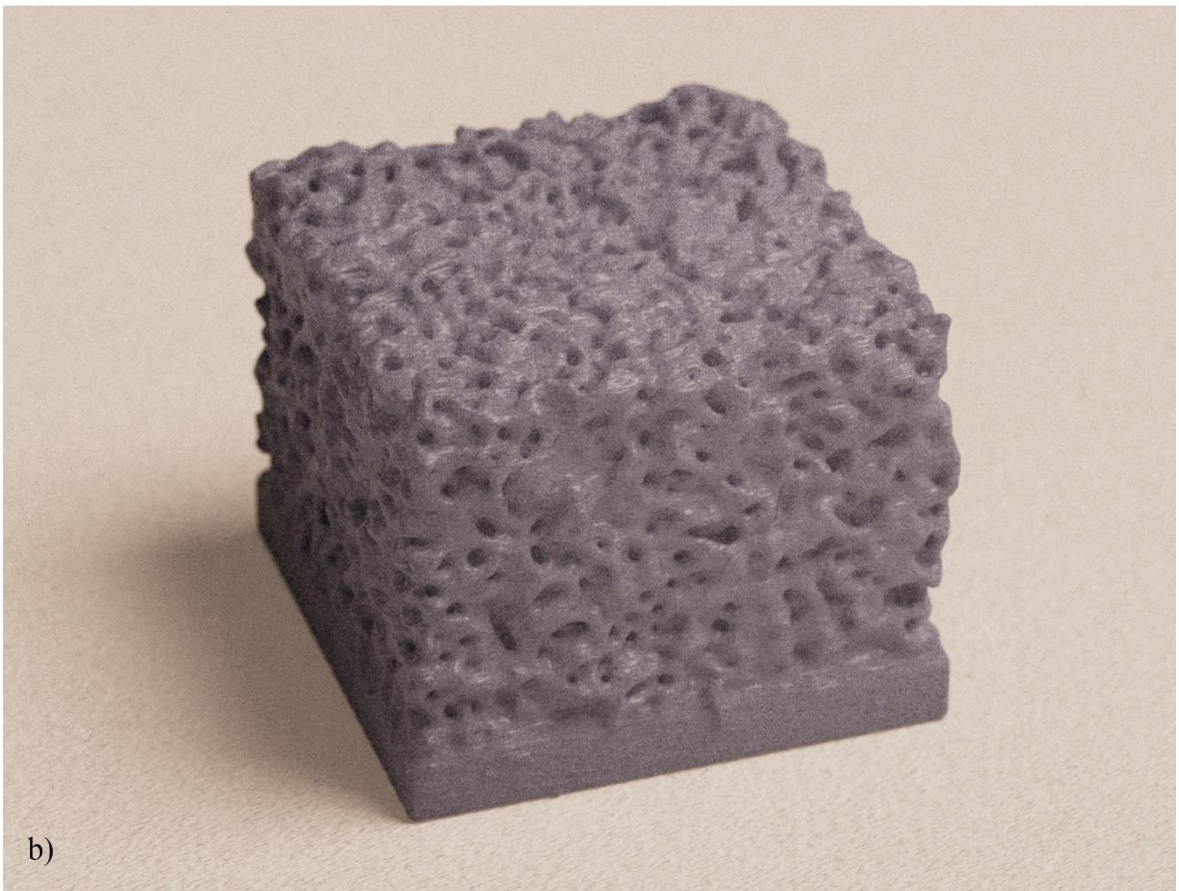


b)

Slika 146. Model razine ispune 70%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

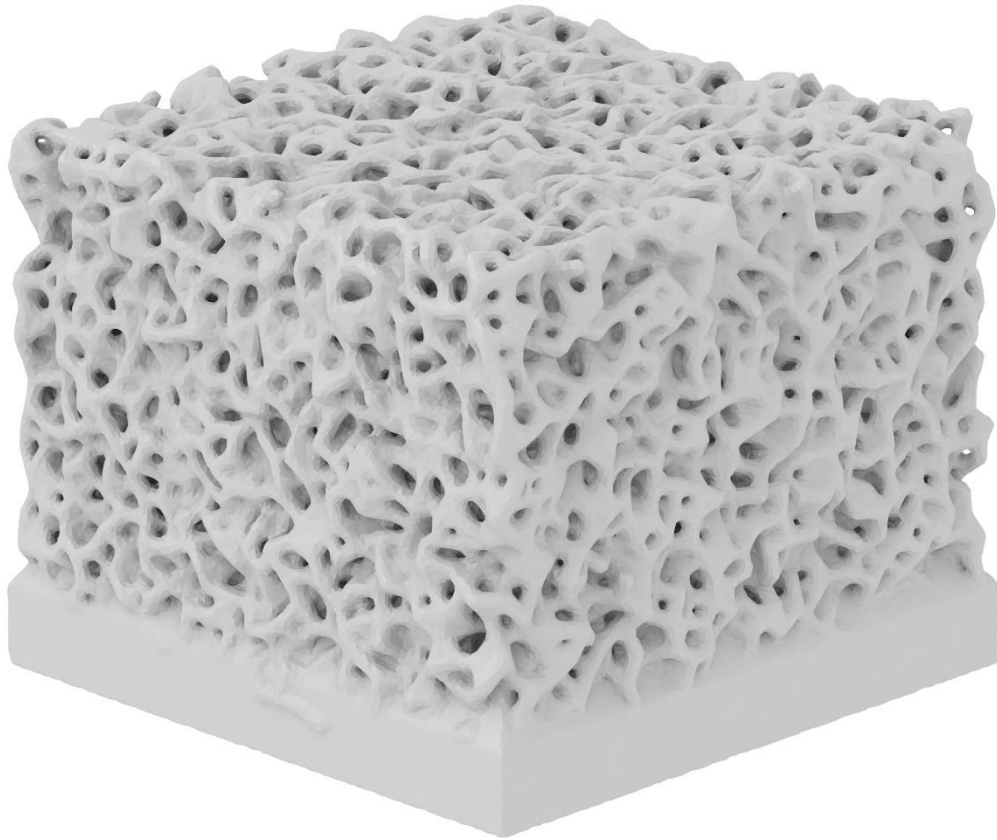


a)

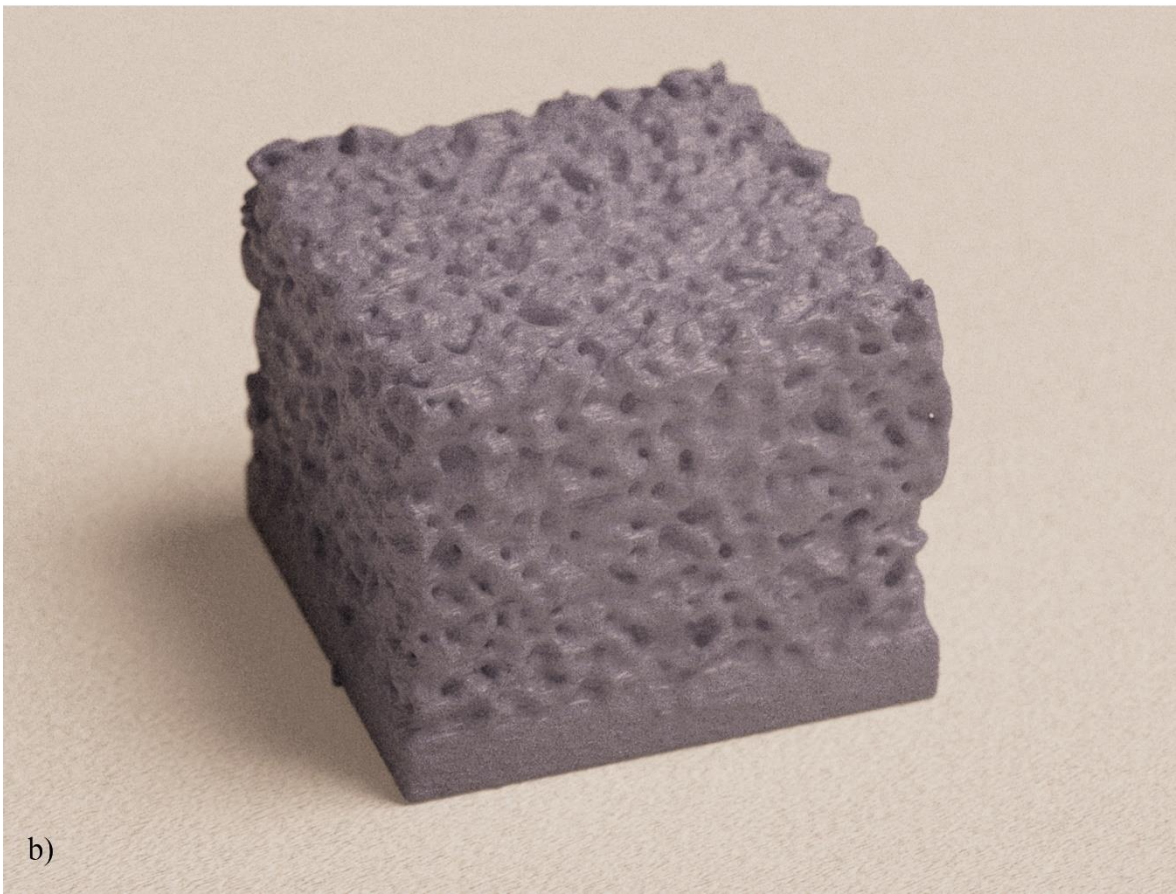


b)

Slika 147. Model razine ispune 75%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

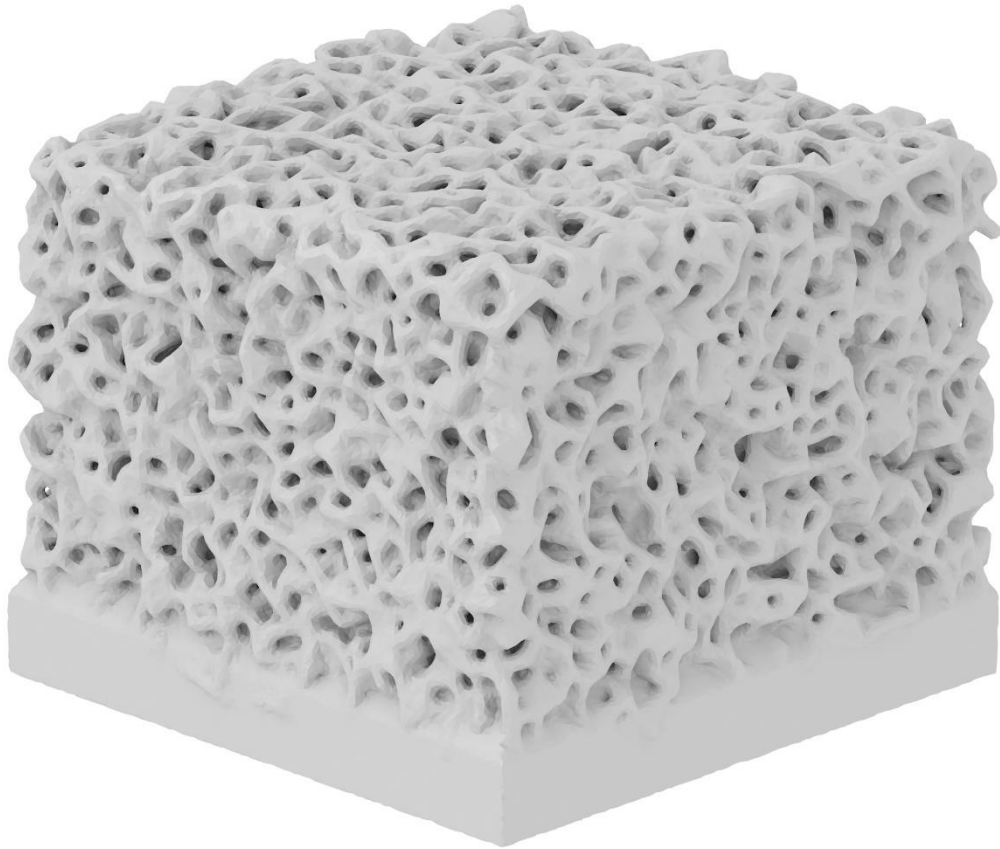


a)

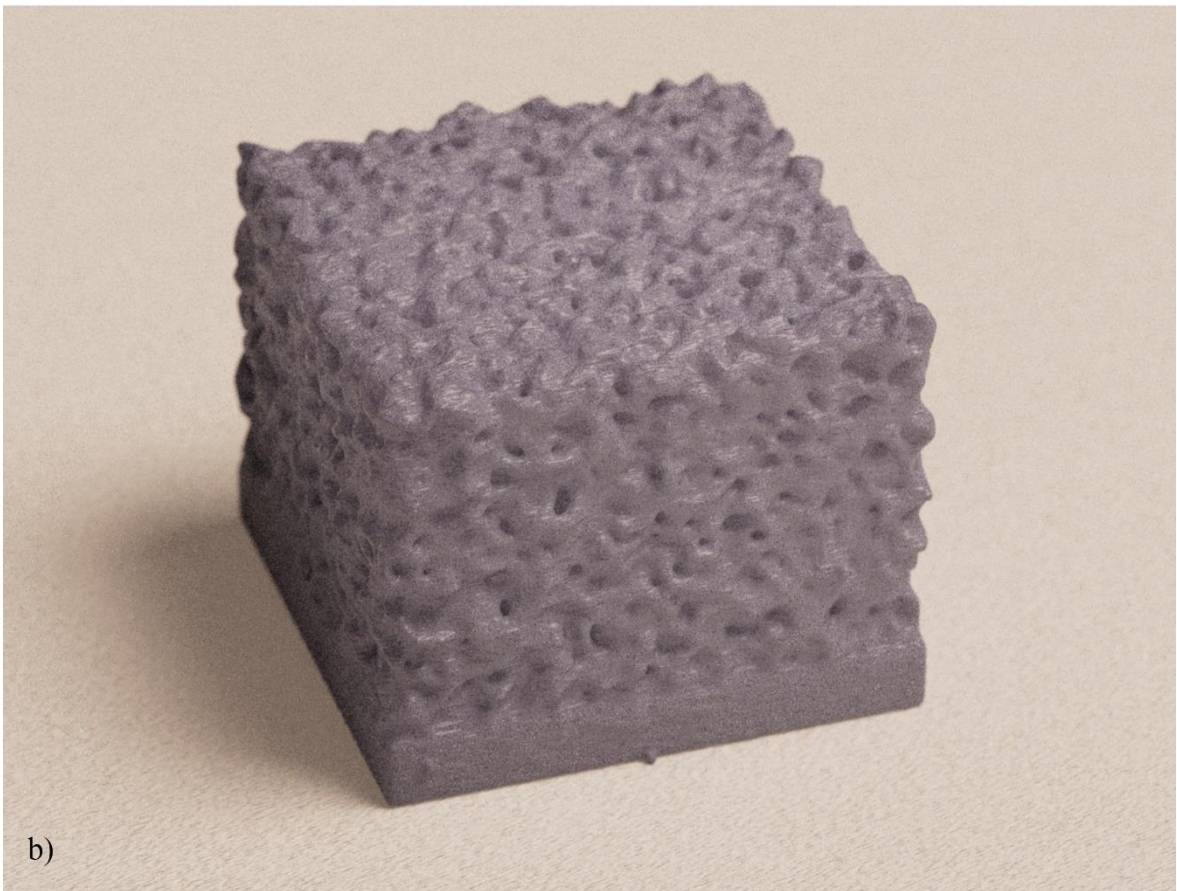


b)

Slika 148. Model razine ispune 80%, a) 3D model, b) izrađeni objekt



a)



b)

Slika 149. Model razine ispune 85%, a) 3D model, b) izrađeni objekt

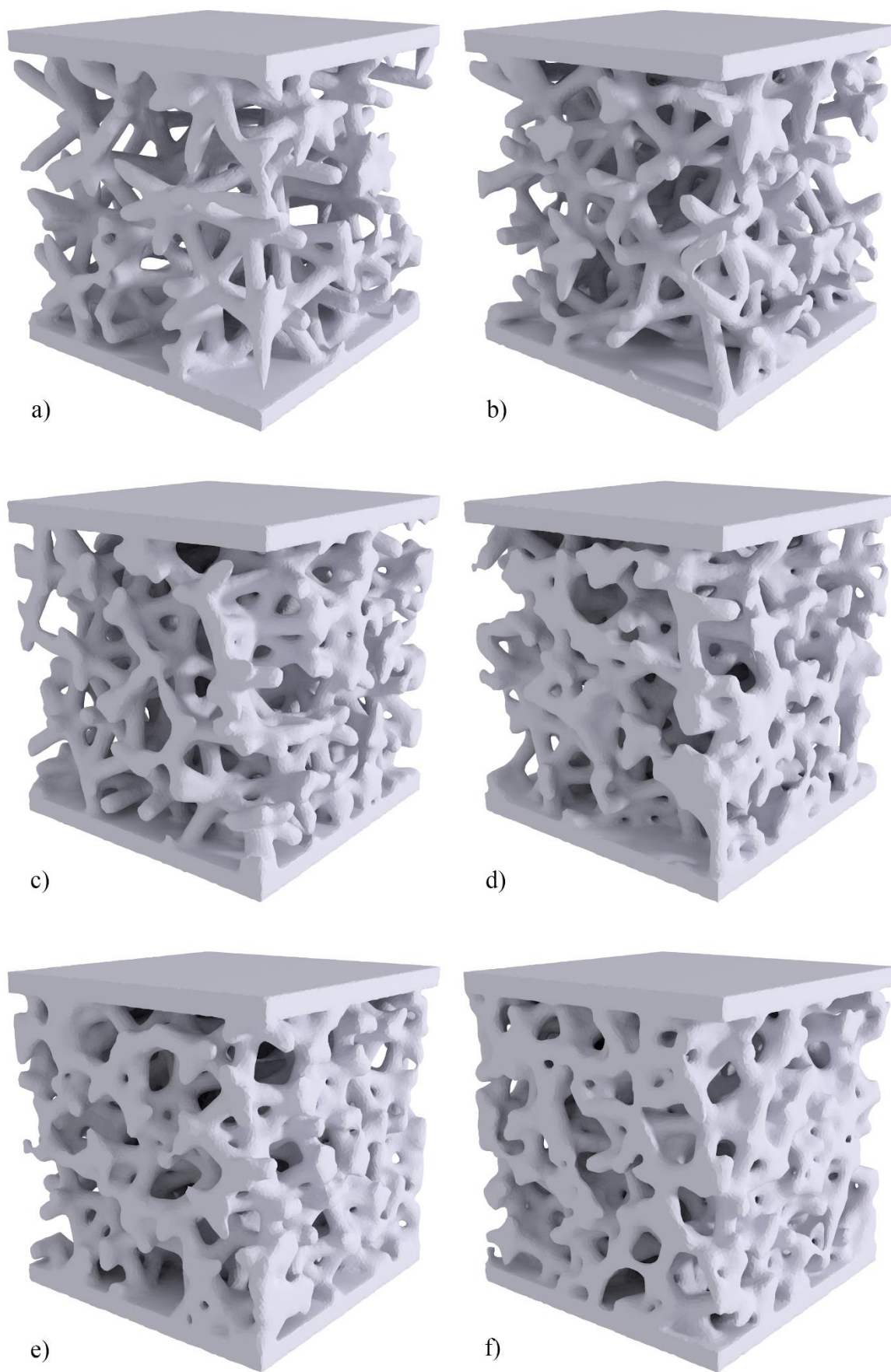
4.6. MEHANIČKA KARAKTERIZACIJA MREŽASTIH STRUKTURA

Mrežaste strukture različitih razina ispune imaju različita mehanička svojstva. Napravljeno je 14 uzoraka mrežastih struktura sa razinom ispune od 20 do 85%, kako bi se utvrdio utjecaj razine ispune na distribuciju naprezanja unutar uzoraka.

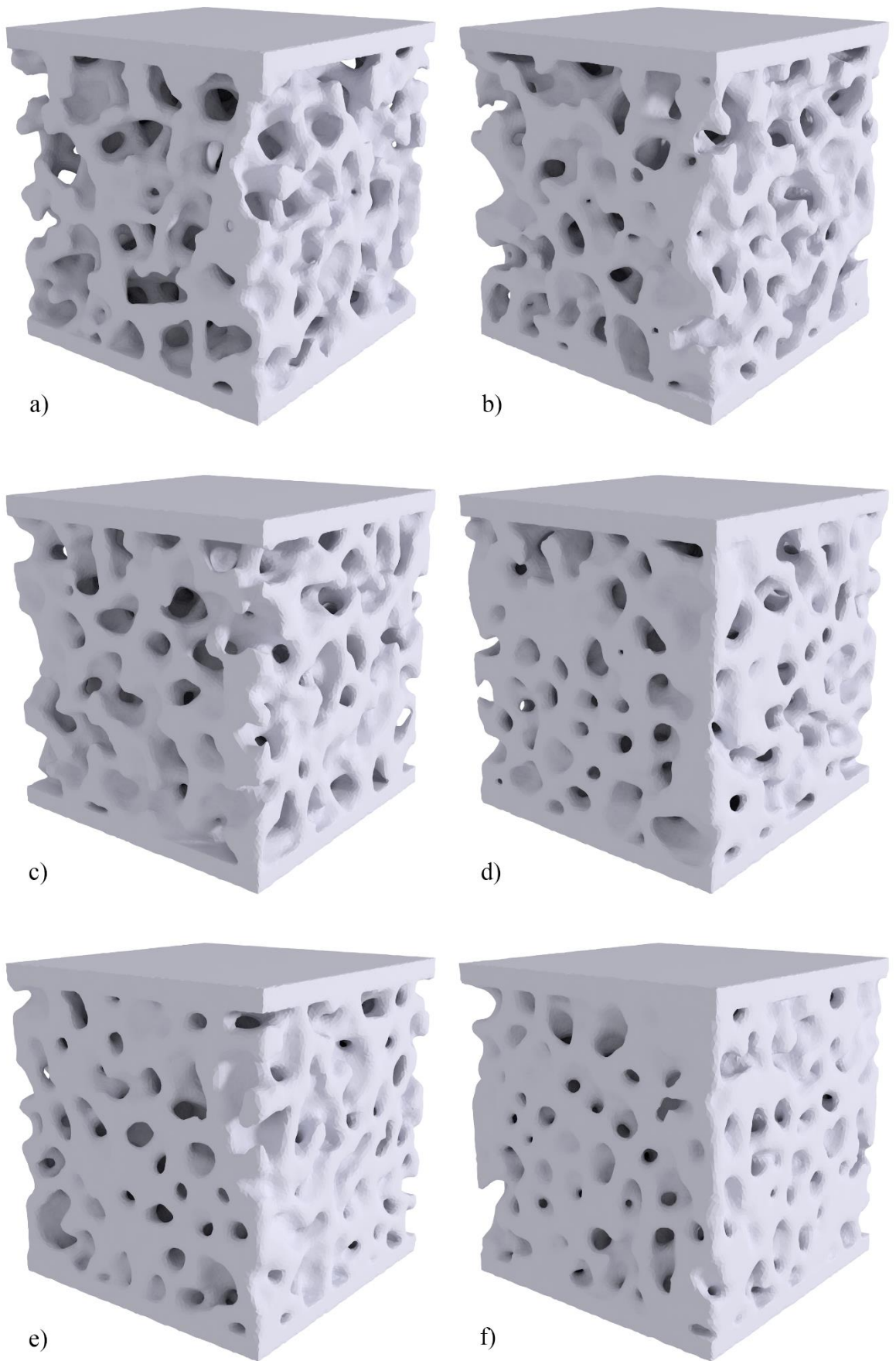
Mehanička svojstva utvrđuju se virtualnim mehaničkim testiranjem. Uzorci se opterećuju vertikalnim pomakom jednog kraja uzorka. Geometrijski su iznimno kompleksni i sadrže znatan broj konačnih elemenata. Na Slici 153. - Slike 166. prikazani su dijagonalni presjeci mreže konačnih elemenata koji sačinjavaju model radi boljeg uvida u njihovu veličinu i distribuciju.

Vizualizacija rezultata napravljena je izradom presjeka modela kako bi se dobio uvid u distribuciju naprezanja unutar materijala. Za svaki uzorak napravljena su tri okomita i tri vodoravna presjeka koji su prikazani na Slici 167. do Slike 180. Pri nižim razinama ispune može se uočiti lokalizirano povećano naprezanje materijala u sponama. Ova pojava nestaje povećanjem razine ispune i može se objasniti malim brojem spona u modelu zbog čega nije moguće jednoliko prenijeti opterećenje kroz cijeli model, već je ono koncentrirano u samo nekoliko spona. Na Slici 150. - Slike 152. prikazani su poligonalni modeli na temelju kojih se izrađuje mreža konačnih elemenata. Kod modela razine ispune 20-35% može se uočiti veći broj spona na rubovima modela čiji krajevi nisu spojeni sa ostatkom modela. Samo spone u unutrašnjosti modela sudjeluju u prijenosu opterećenja i njihov udio je manji pri nižim razinama ispune. Ovo jasno pokazuje kako mehanička karakterizacija takvih modela nije idealna jer rezultati mogu značajno odstupati od onih koje bi se dobilo korištenjem znatno većih uzoraka materijala gdje bi zbog većeg broja spona prijenos opterećenja kroz model bio homogeniji.

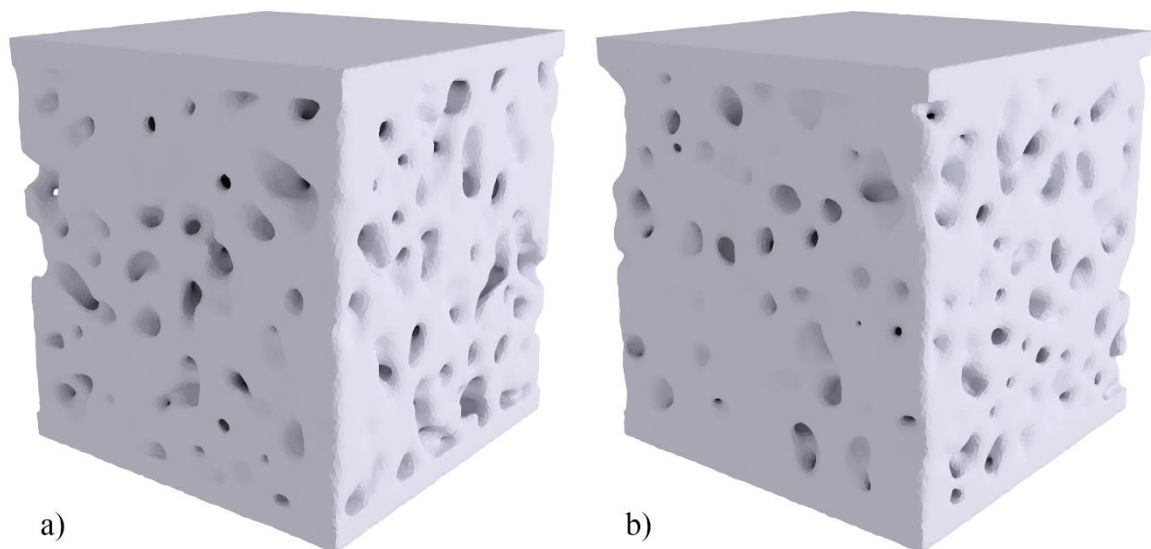
Pri višim razinama ispune ponegdje se mogu primijetiti mala žarišta sa iznimno visokim naprezanjem. Naknadnim pažljivim pregledom mreže konačnih elemenata utvrđeno je kako je ponegdje došlo do grešaka u procesu izrade konačnih elemenata. Pojavili su se pojedini konačni elementi ili manje grupe čiji oblik, veličina i pozicija značajno odskaka od ostalih elemenata. Ovi elementi nalaze se samo na površini modela, što je ujedno razlog zašto se žarišna također nalaze samo na rubnim dijelovima presjeka. Do ovih grešaka pri izradi konačnih elemenata dolazi jer ulazna geometrija nije optimalne vrste (kruta geometrija), već je riječ o poligonalnoj reprezentaciji površine objekta. Kvaliteta modela



Slika 150. Poligonalni modeli sa razinom ispune od 20 do 45%

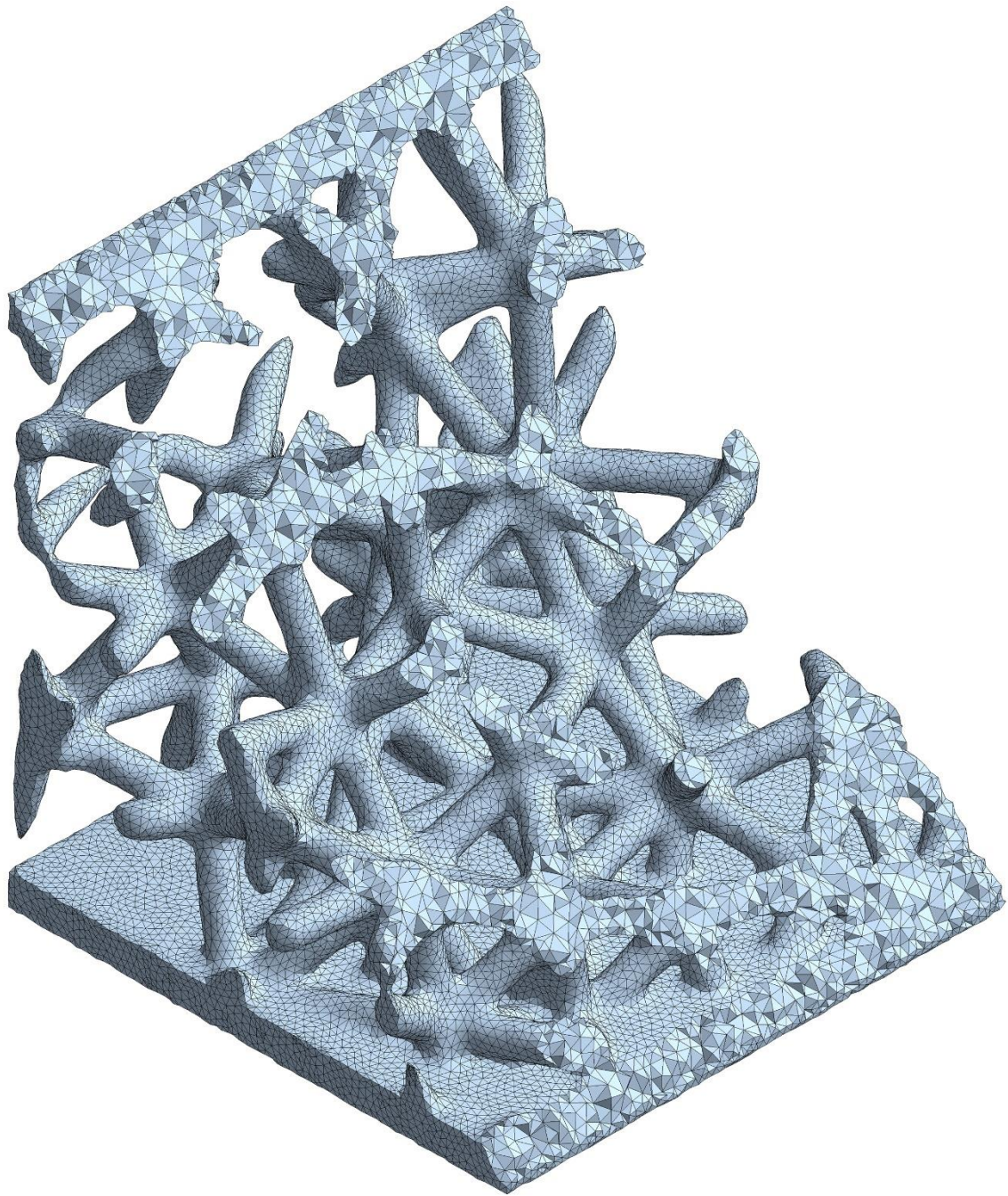


Slika 151. Poligonalni modeli sa razinom ispune od 50 do 75%



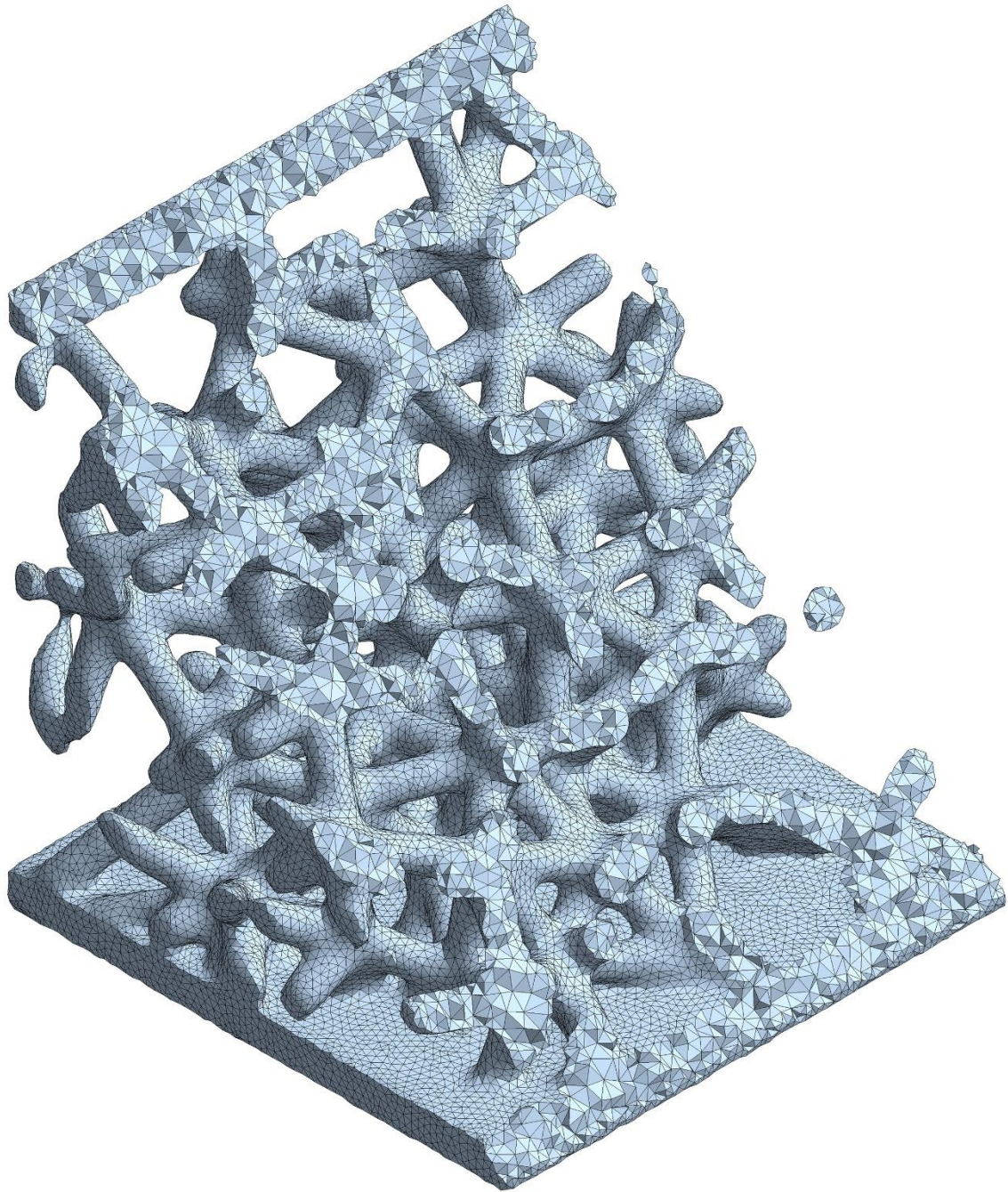
Slika 152. Poligonalni modeli sa razinom ispune od 80 do 85%

napravljenih u Houdiniju provjerena je kako bi se izbjegle uobičajene greške povezane sa poligonalnim modeliranjem – traženje i uklanjanje rupa, preklopljenih poligona i krivih orijentacije normala, ali niti u jednom modelu nisu pronađene greške. Način izrade mrežastih struktura ponajprije je zaslužan za visoku kvalitetu modela – kako je ranije spomenuto, izrada poligonalne geometrije iz volumnih struktura je iznimno pouzdan proces. Ipak, čini se kako ovako kompleksni modeli ponekad uzrokuju greške pri izradi mreže konačnih elemenata. Udio takvih elemenata je iznimno nizak, manje od 0.07% u najgorem slučaju (model sa razinom ispune od 30%). Ovo ne utječe na konačne rezultate i stoga se može zanemariti.



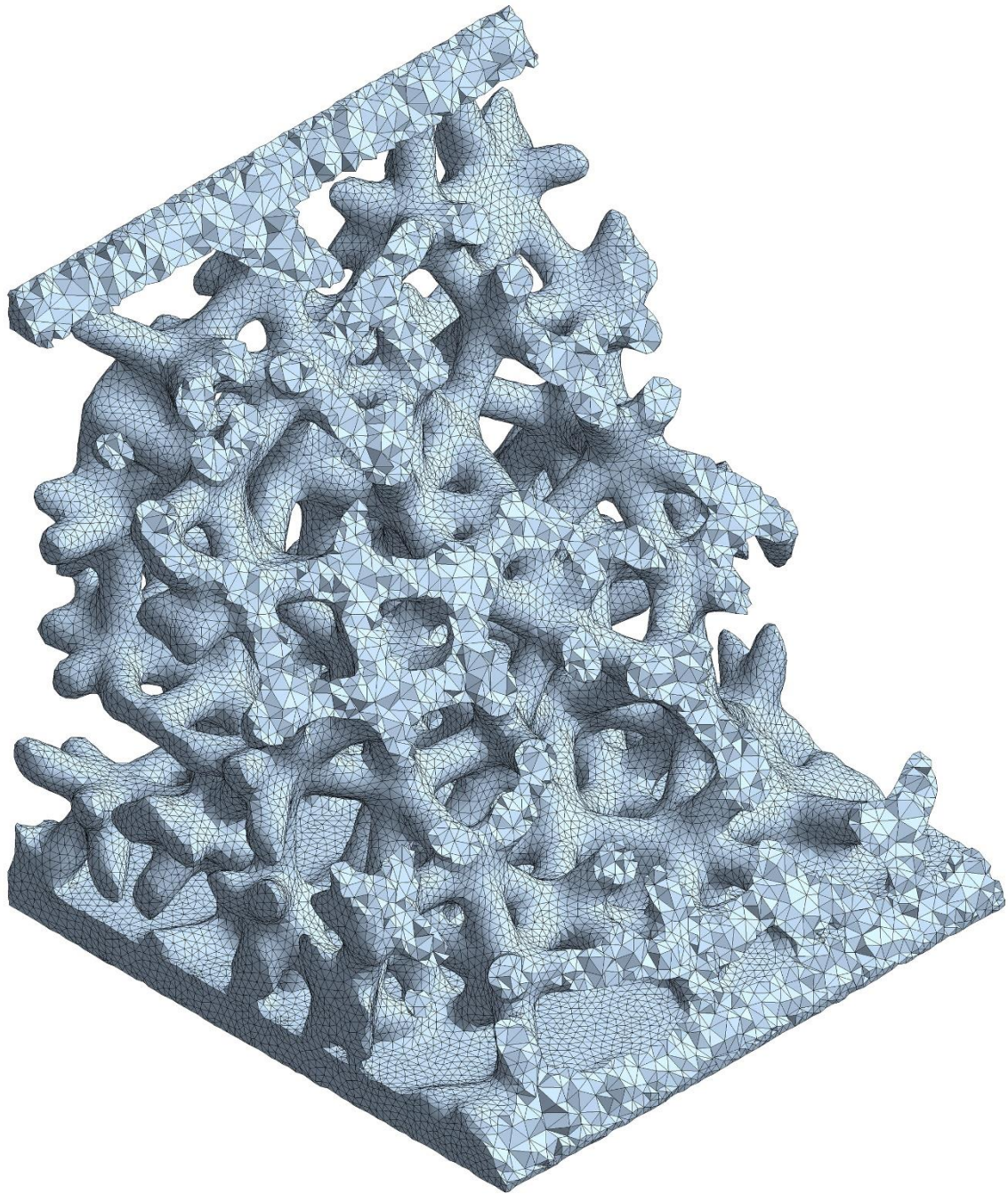
Slika 153. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 20%

3D model razine ispune od 20% sastoji se od 165,316 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 412,756 konačna elementa i 728,005 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 8.54 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 4.94 mm^3 . Model je prikazan na Slici 153.



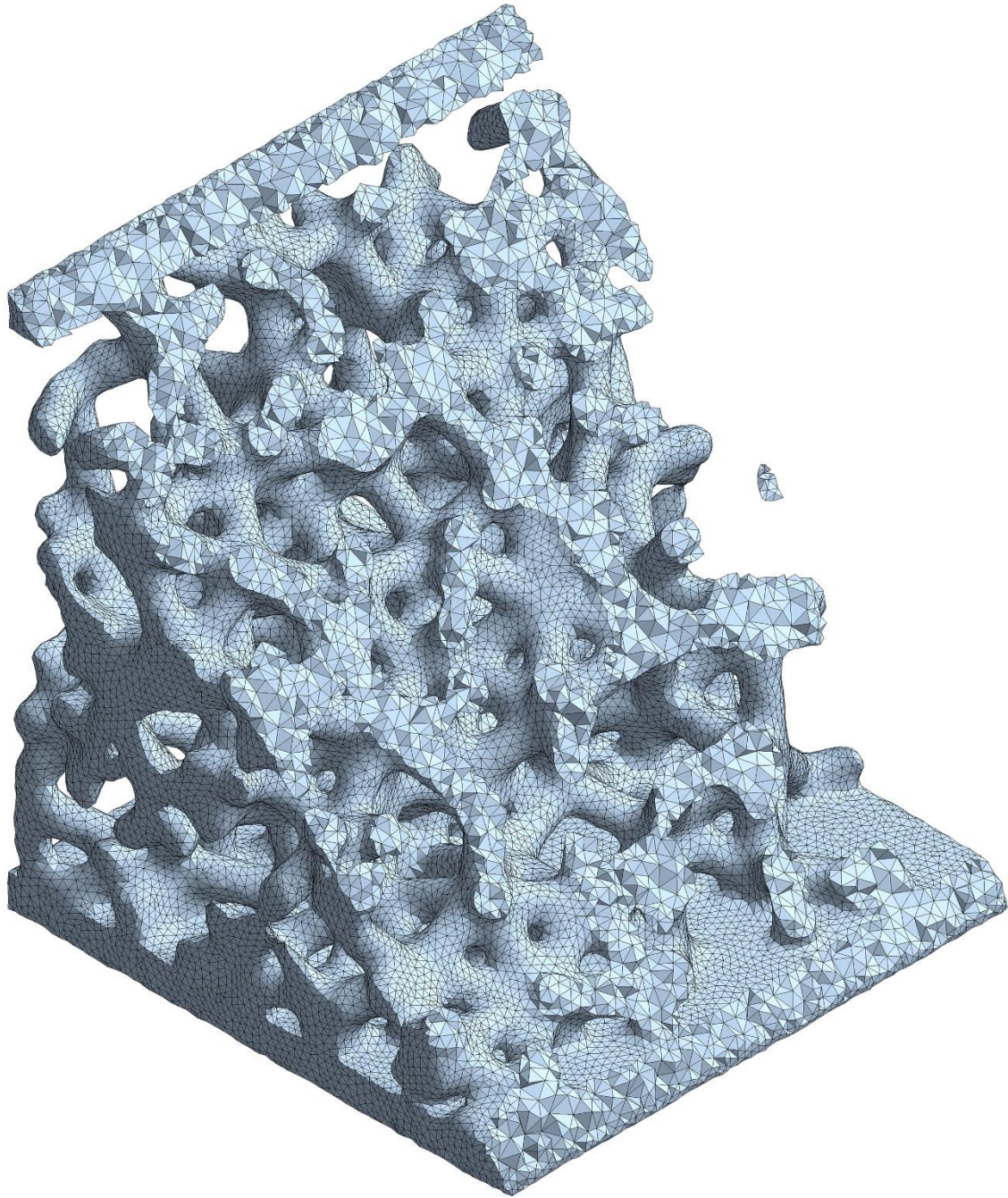
Slika 154. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 25%

3D model razine ispune od 25% sastoji se od 189,520 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 479,710 konačna elementa i 842,397 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 10 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 6.4 mm^3 . Model je prikazan na Slici 154.



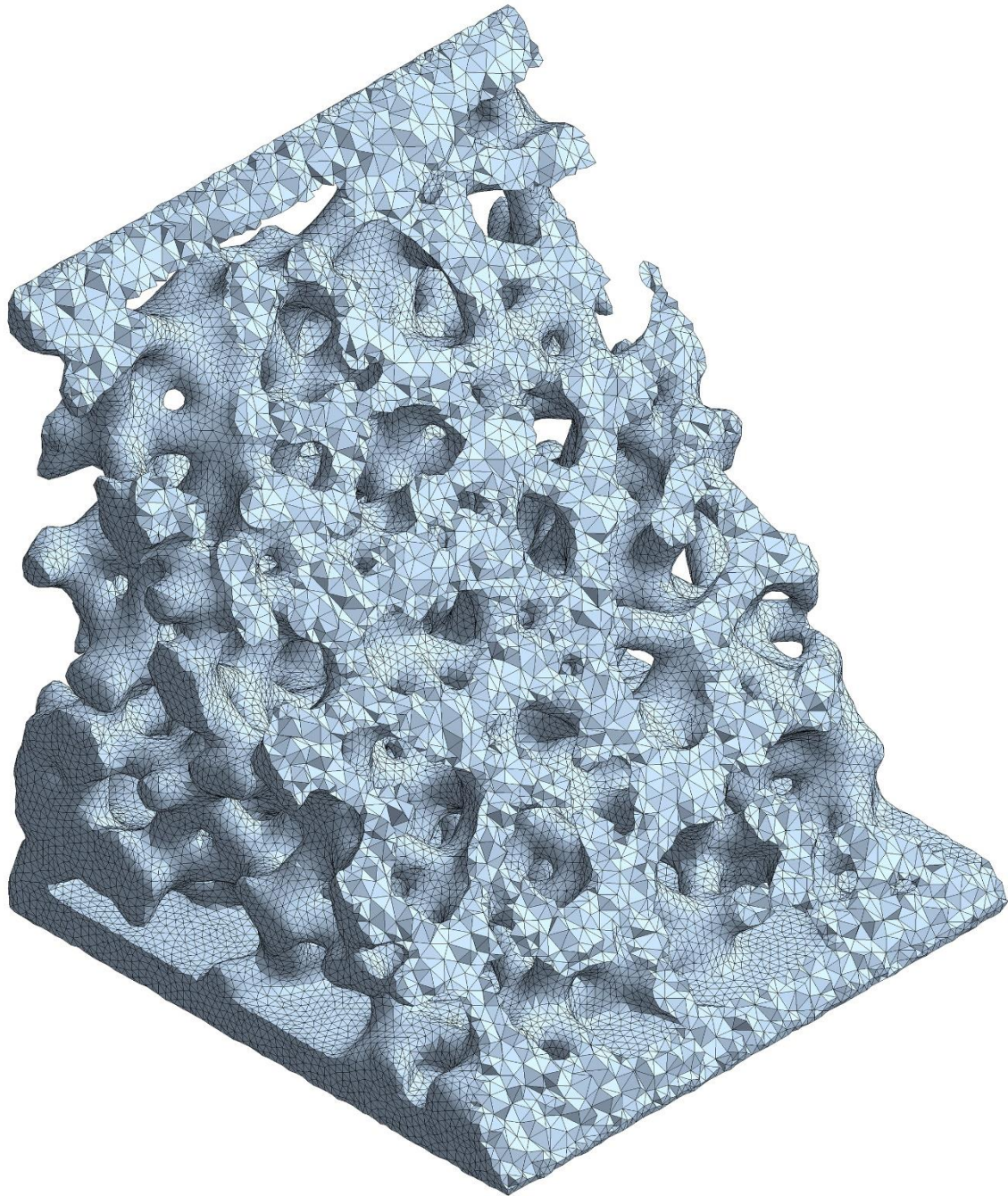
Slika 155. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 30%

3D model razine ispune od 30% sastoji se od 211,168 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 542,313 konačna elementa i 947,428 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 11.34 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 7.74 mm^3 . Model je prikazan na Slici 155



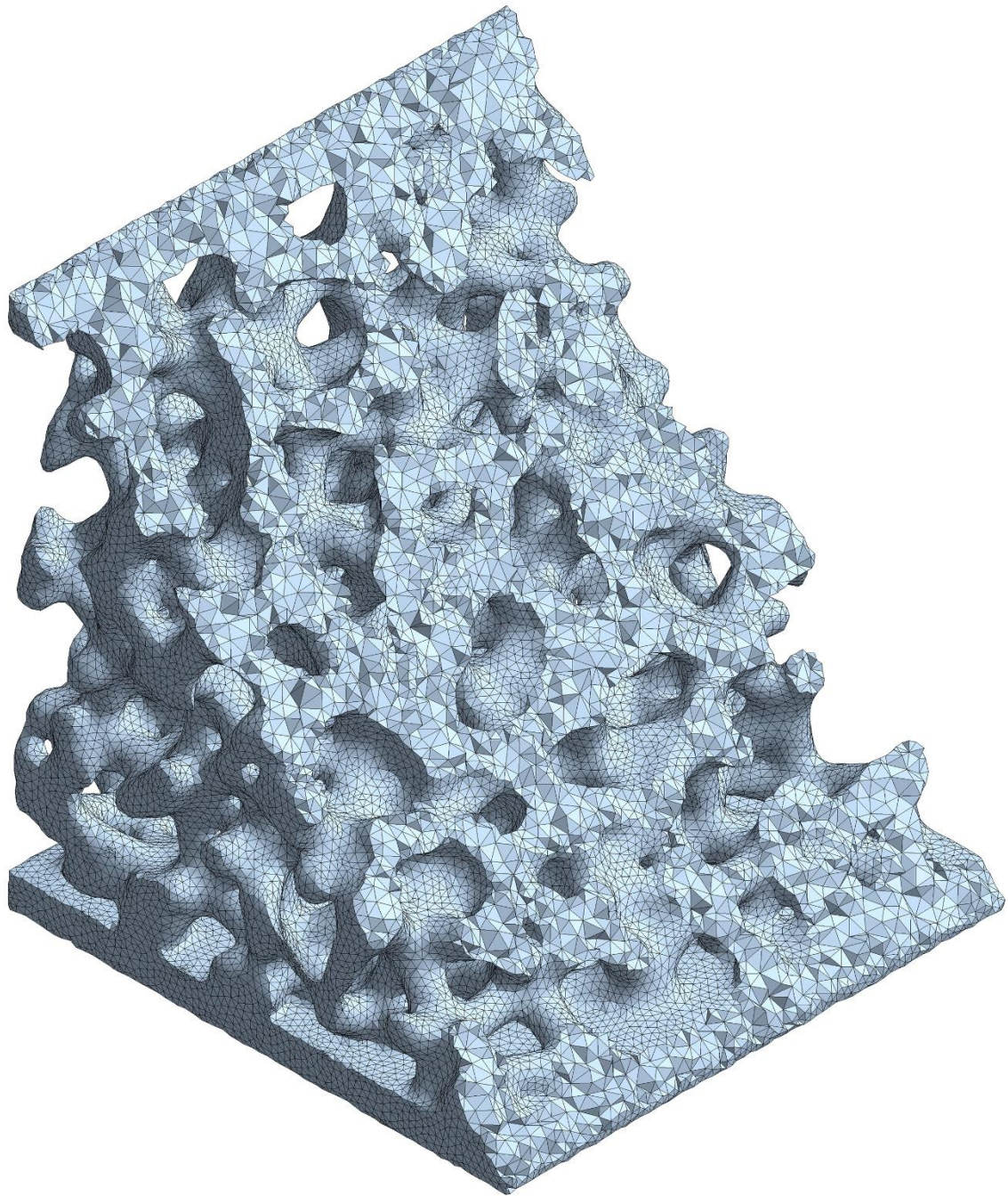
Slika 156. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 35%

3D model razine ispune od 35% sastoji se od 225,448 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 596,956 konačna elementa i 1,034,376 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 12.68 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 9.08 mm^3 . Model je prikazan na Slici 156



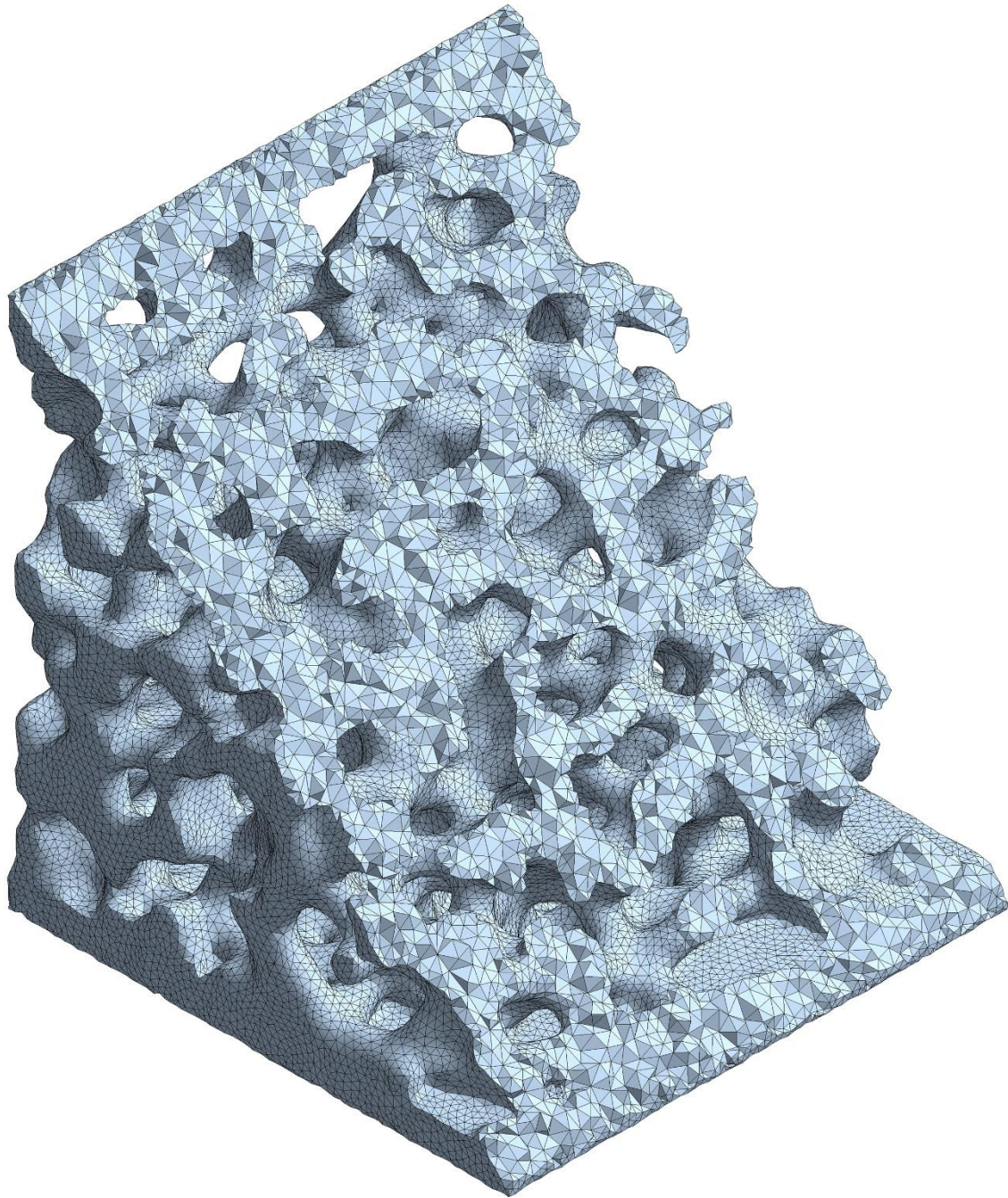
Slika 157. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 40%

3D model razine ispune od 40% sastoji se od 237,736 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 643,361 konačna elementa i 1,107,855 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 13.99 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 10.39 mm^3 . Model je prikazan na Slici 157.



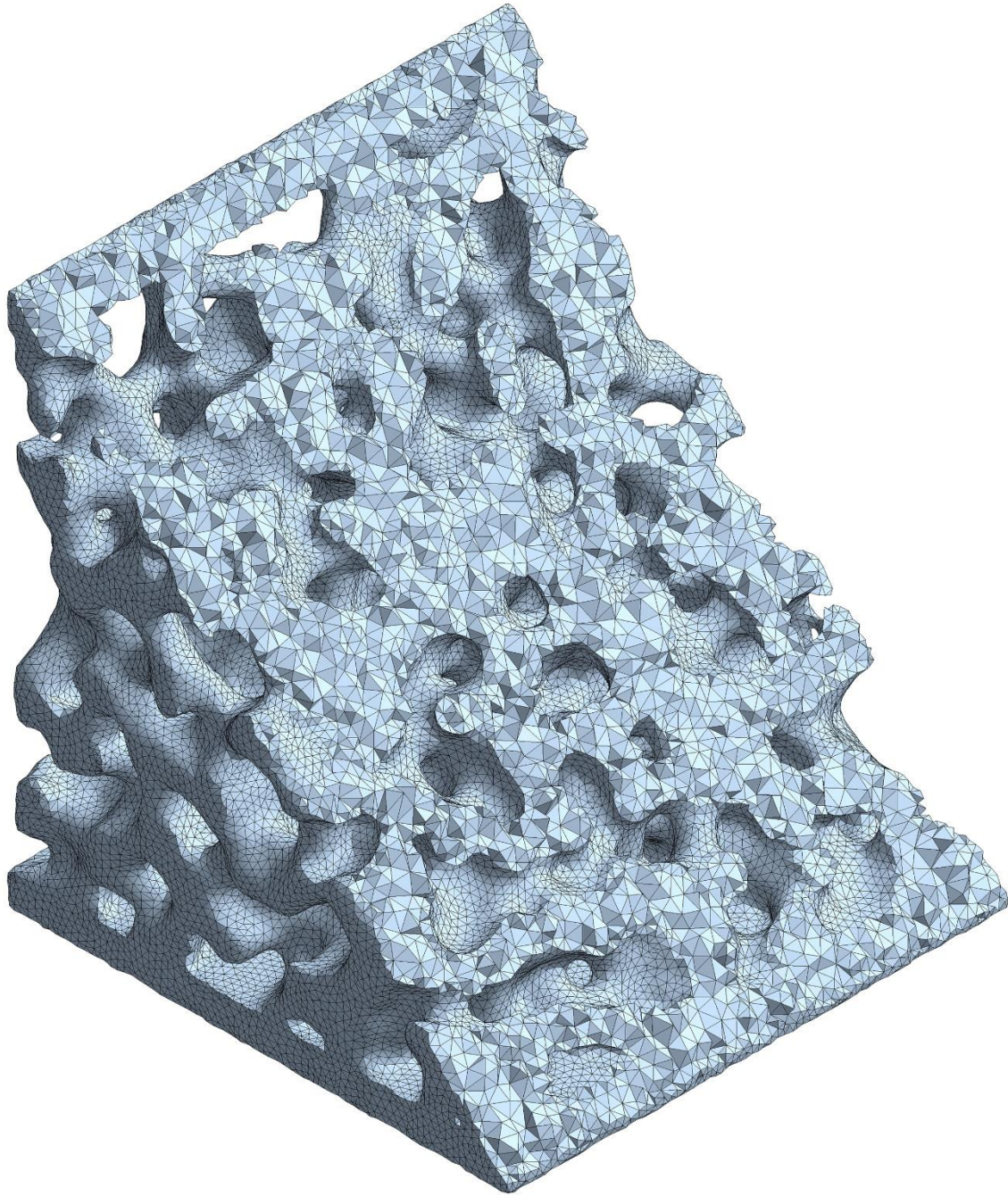
Slika 158. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 45%

3D model razine ispune od 45% sastoji se od 237,736 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 686.336 konačna elementa i 1,171,242 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 15.28 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 11.68 mm^3 . Model je prikazan na Slici 158.



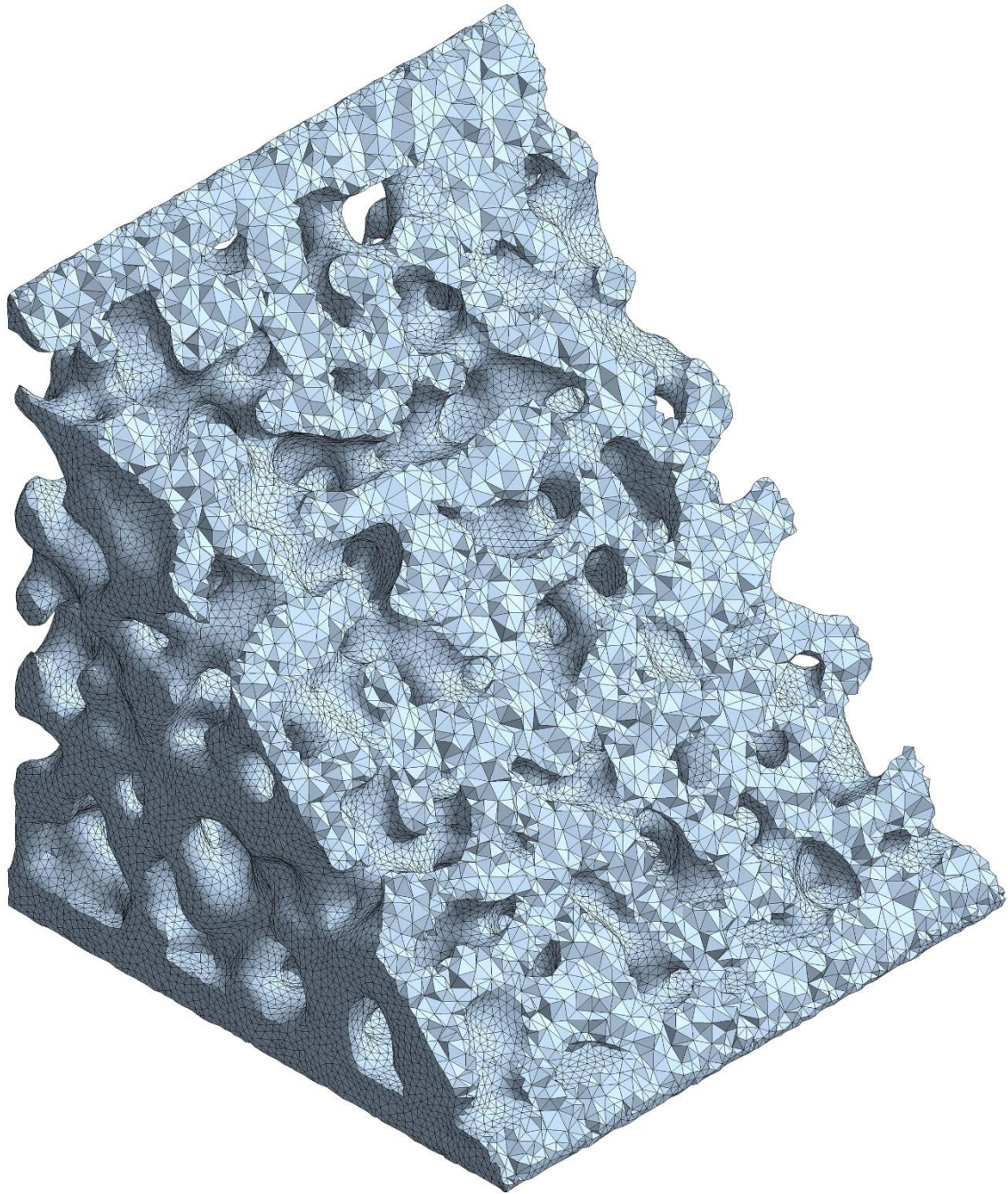
Slika 159. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 50%

3D model razine ispune od 50% sastoji se od 243,500 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 703,202 konačna elementa i 1,192,223 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 16.47 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 12.87 mm^3 . Model je prikazan na Slici 159.



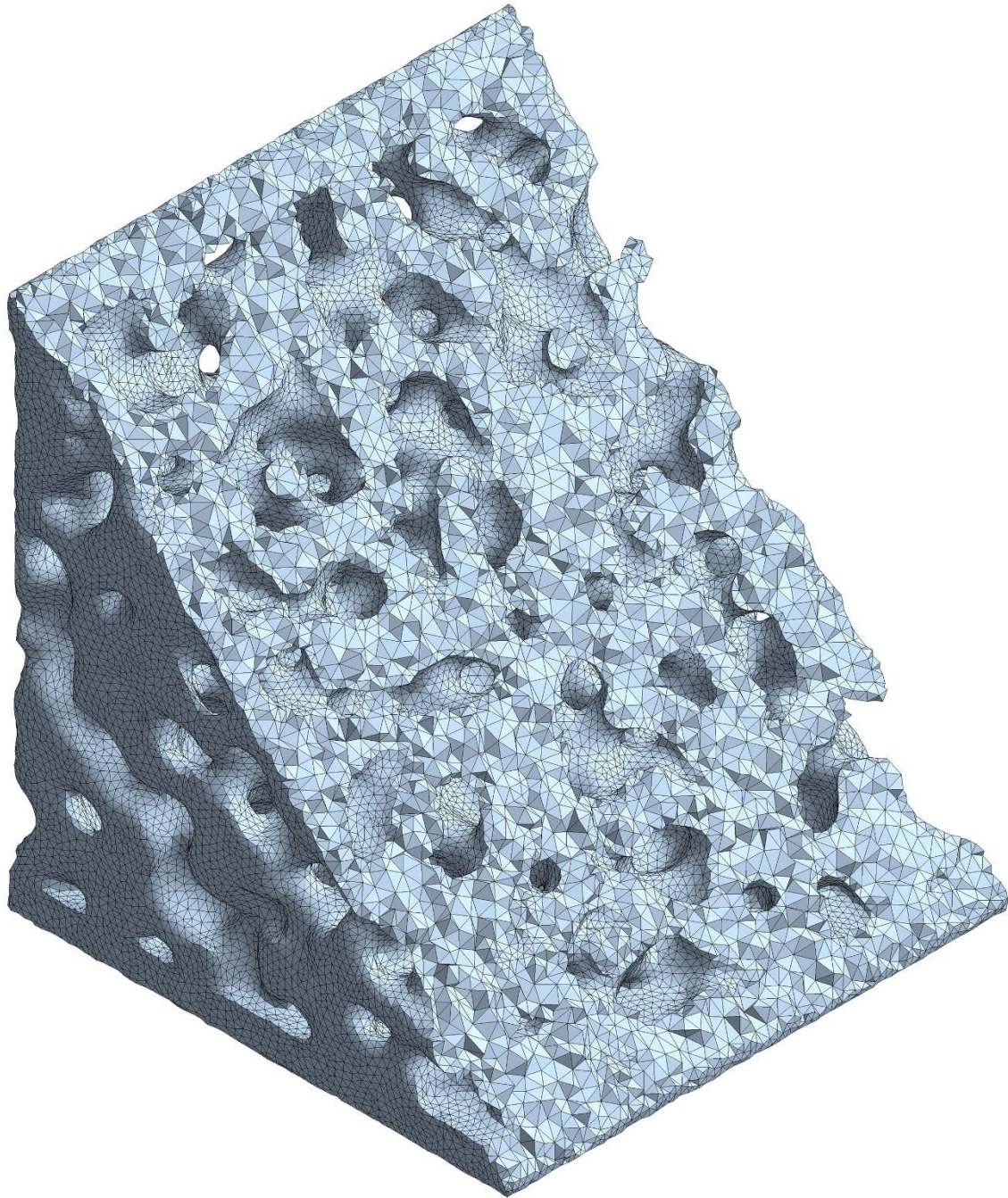
Slika 160. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 55%

3D model razine ispune od 55% sastoji se od 242,014 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 709,780 konačna elementa i 1,198,408 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 17.73 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 14.13 mm^3 . Model je prikazan na Slici 160.



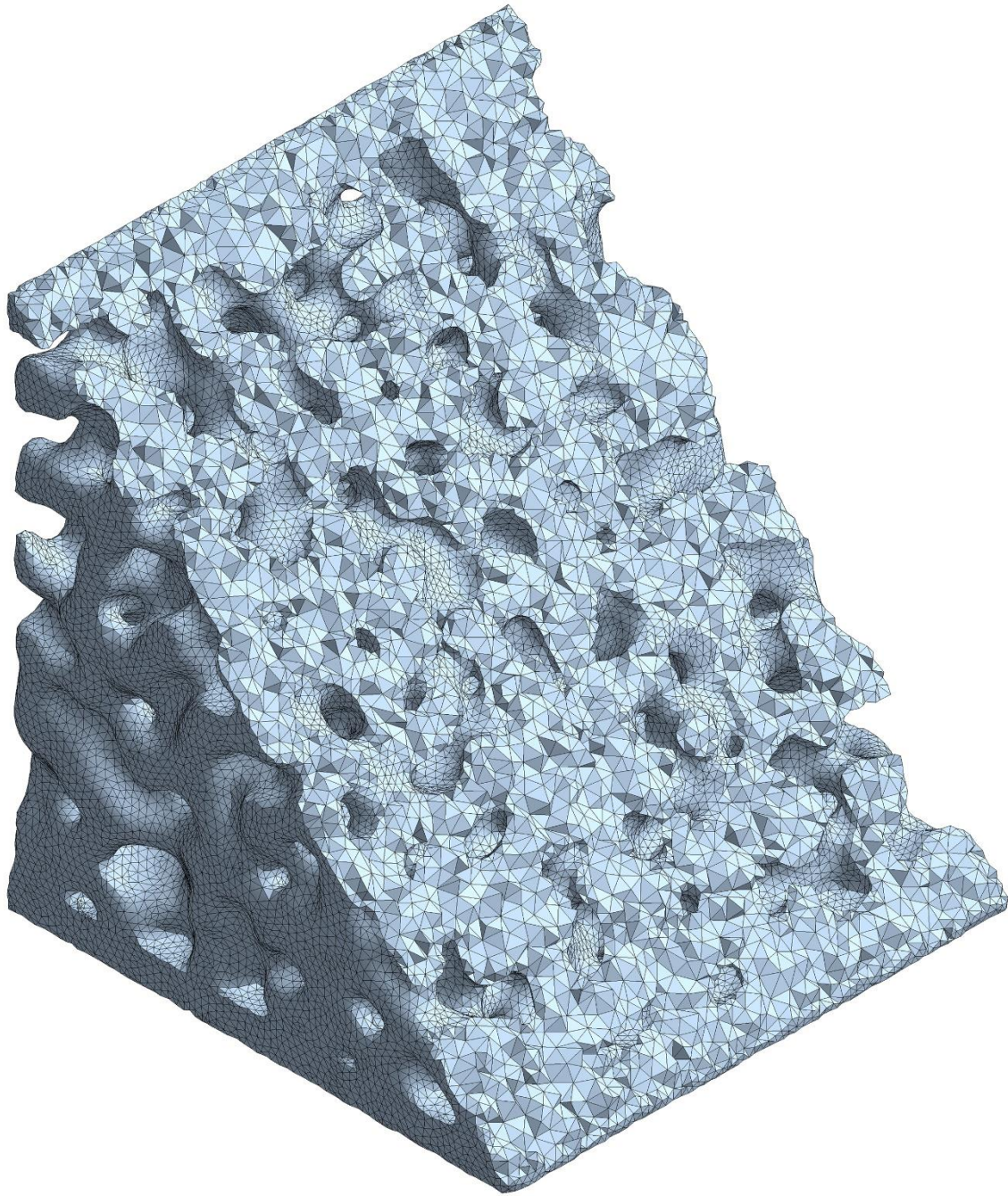
Slika 161. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 60%

3D model razine ispune od 60% sastoji se od 245,740 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 740,777 konačna elementa i 1,243,047 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 19.07 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 15.47 mm^3 . Model je prikazan na Slici 161.



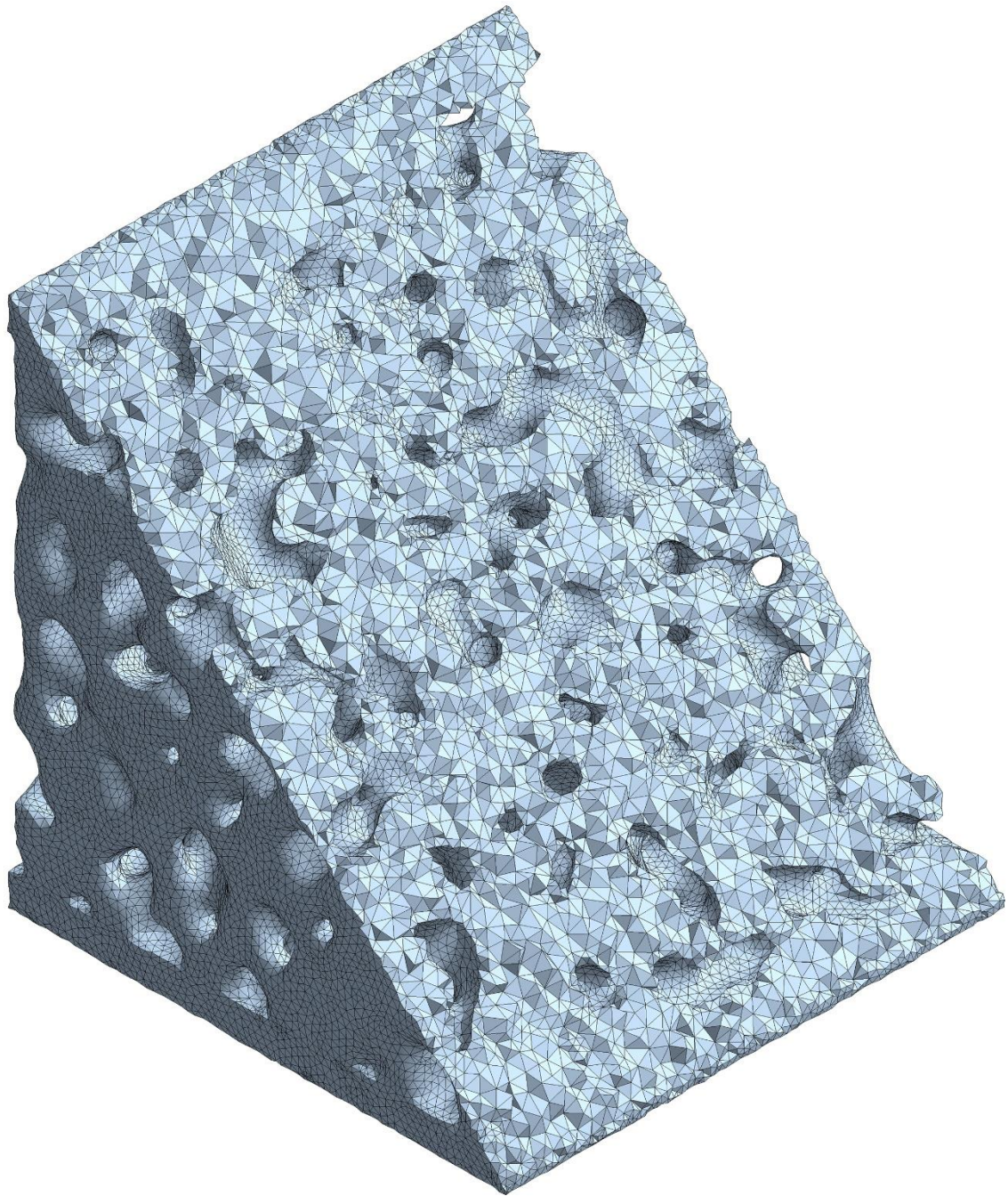
Slika 162. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 65%

3D model razine ispune od 65% sastoji se od 247,540 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 762,644 konačna elementa i 1,273,039 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 20.3 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 16.7 mm^3 . Model je prikazan na Slici 162.



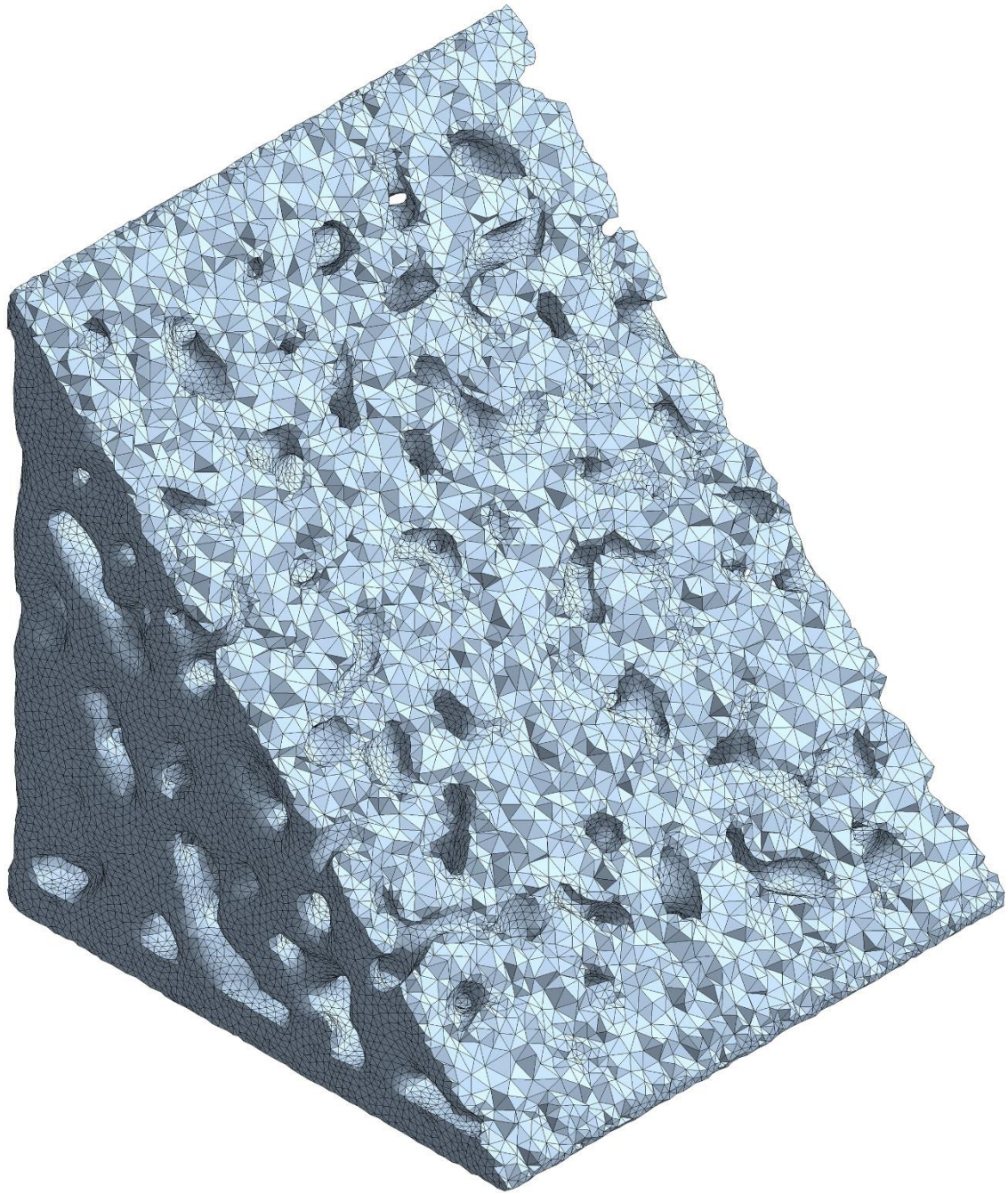
Slika 163. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 70%

3D model razine ispune od 70% sastoji se od 246,540 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 778,755 konačna elementa i 1,292,806 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 21.47 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture $17,87 \text{ mm}^3$. Model je prikazan na Slici 163.



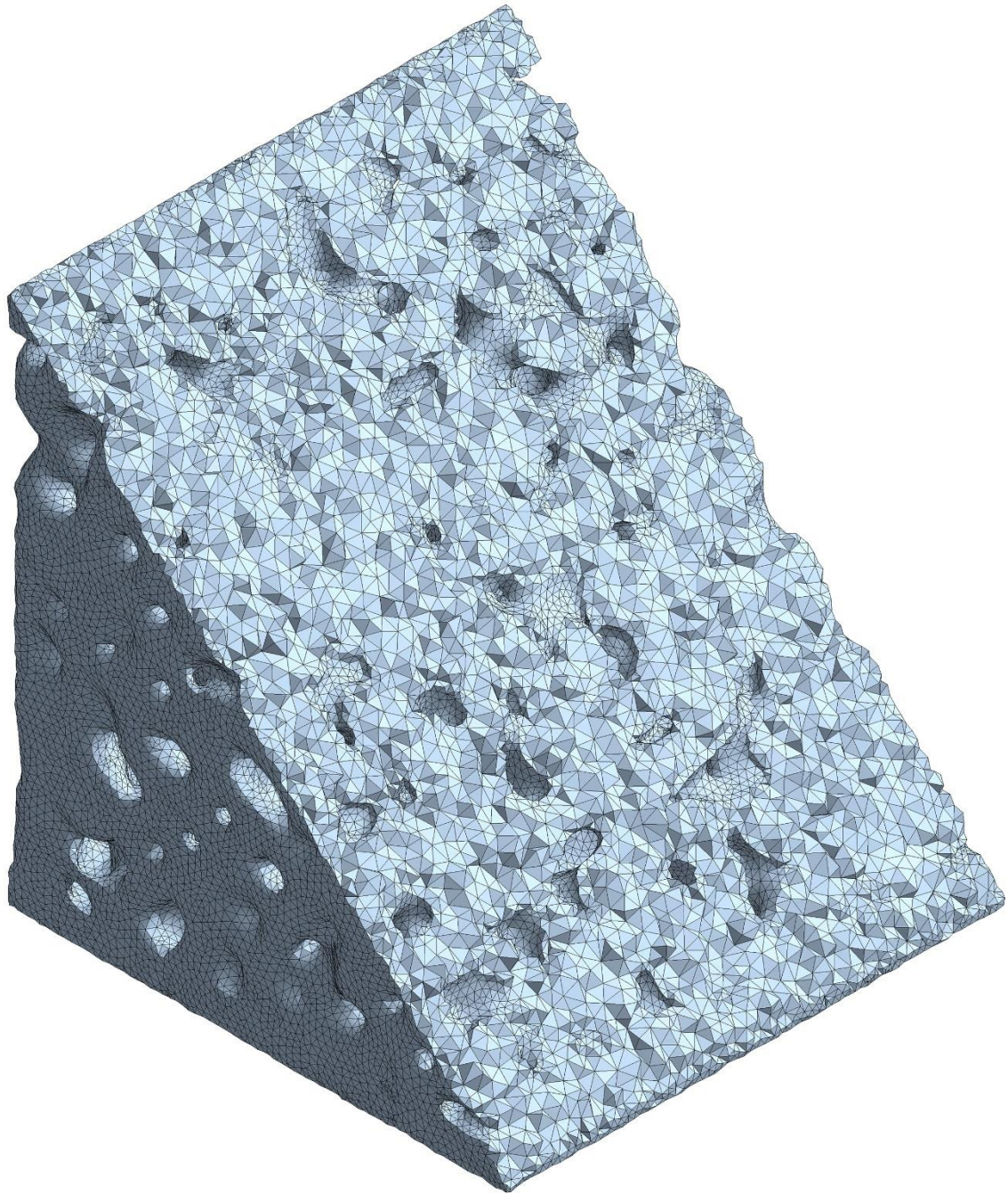
Slika 164. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 75%

3D model razine ispune od 75% sastoji se od 240,996 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 797,838 konačna elementa i 1,312,535 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 22.78 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 19.18 mm^3 . Model je prikazan na Slici 164.



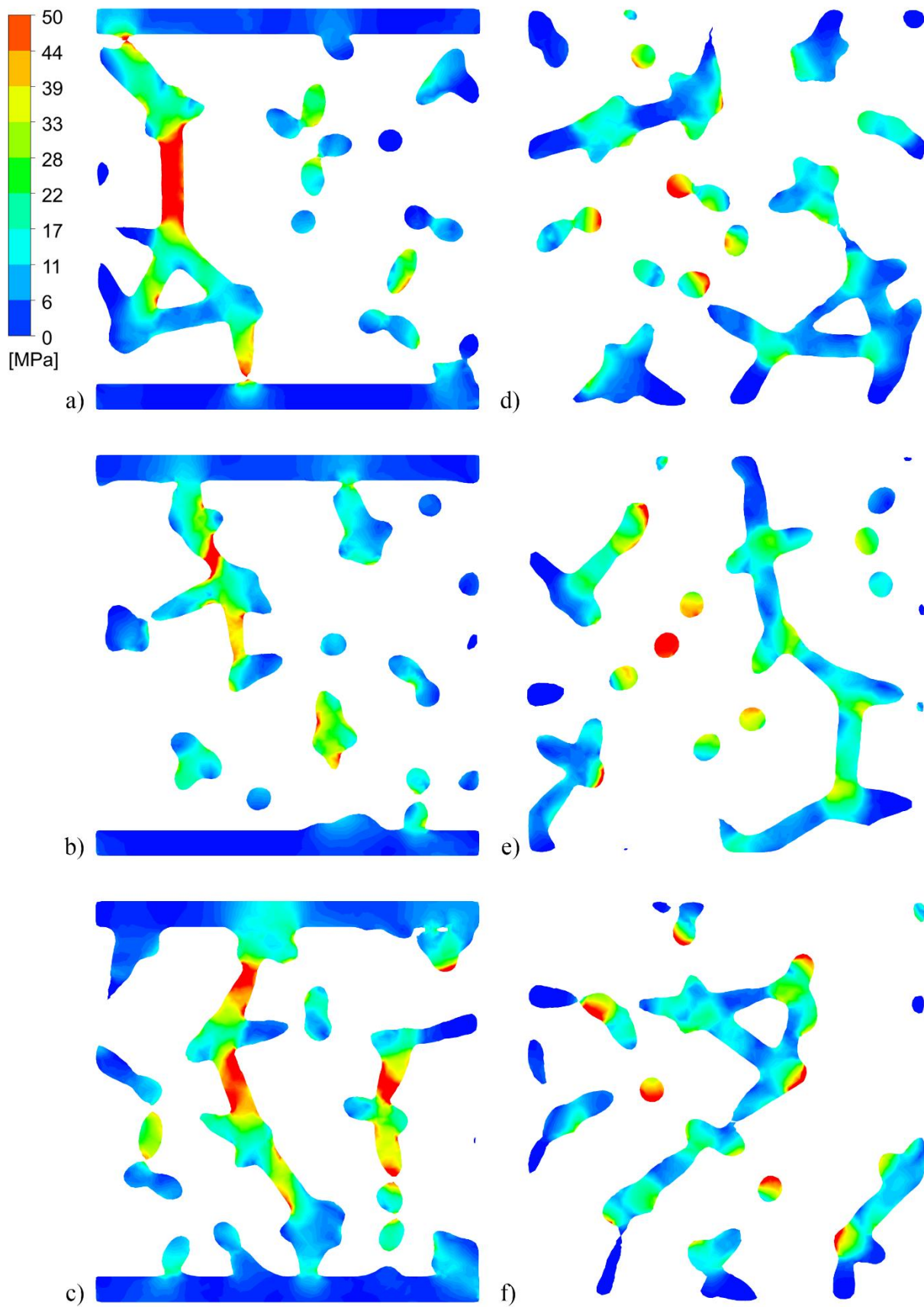
Slika 165. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 80%

3D model razine ispune od 80% sastoji se od 229,842 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 802,058 konačna elementa i 1,307,005 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 24.02 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 20.42 mm^3 . Model je prikazan na Slici 165.

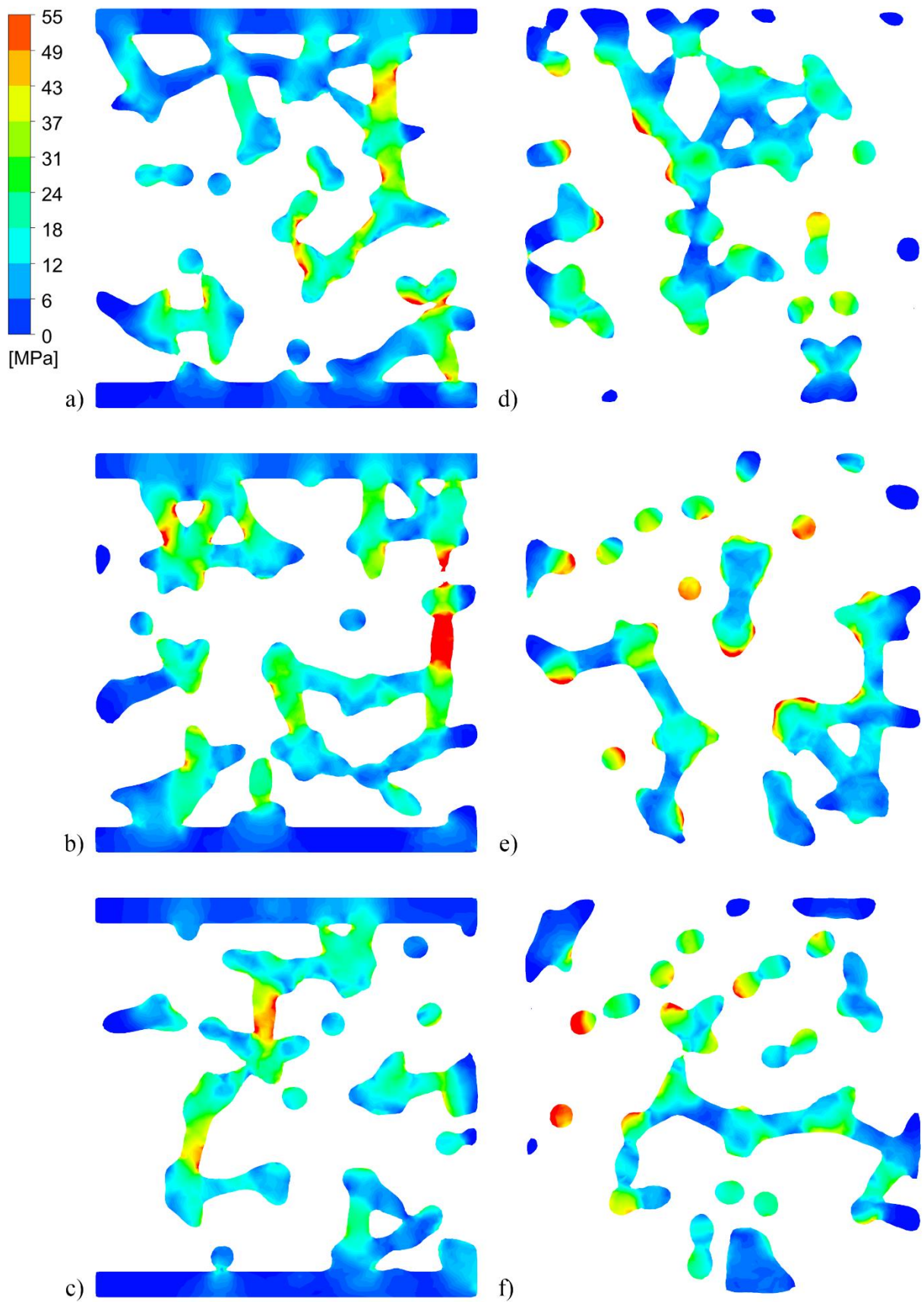


Slika 166. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 85%

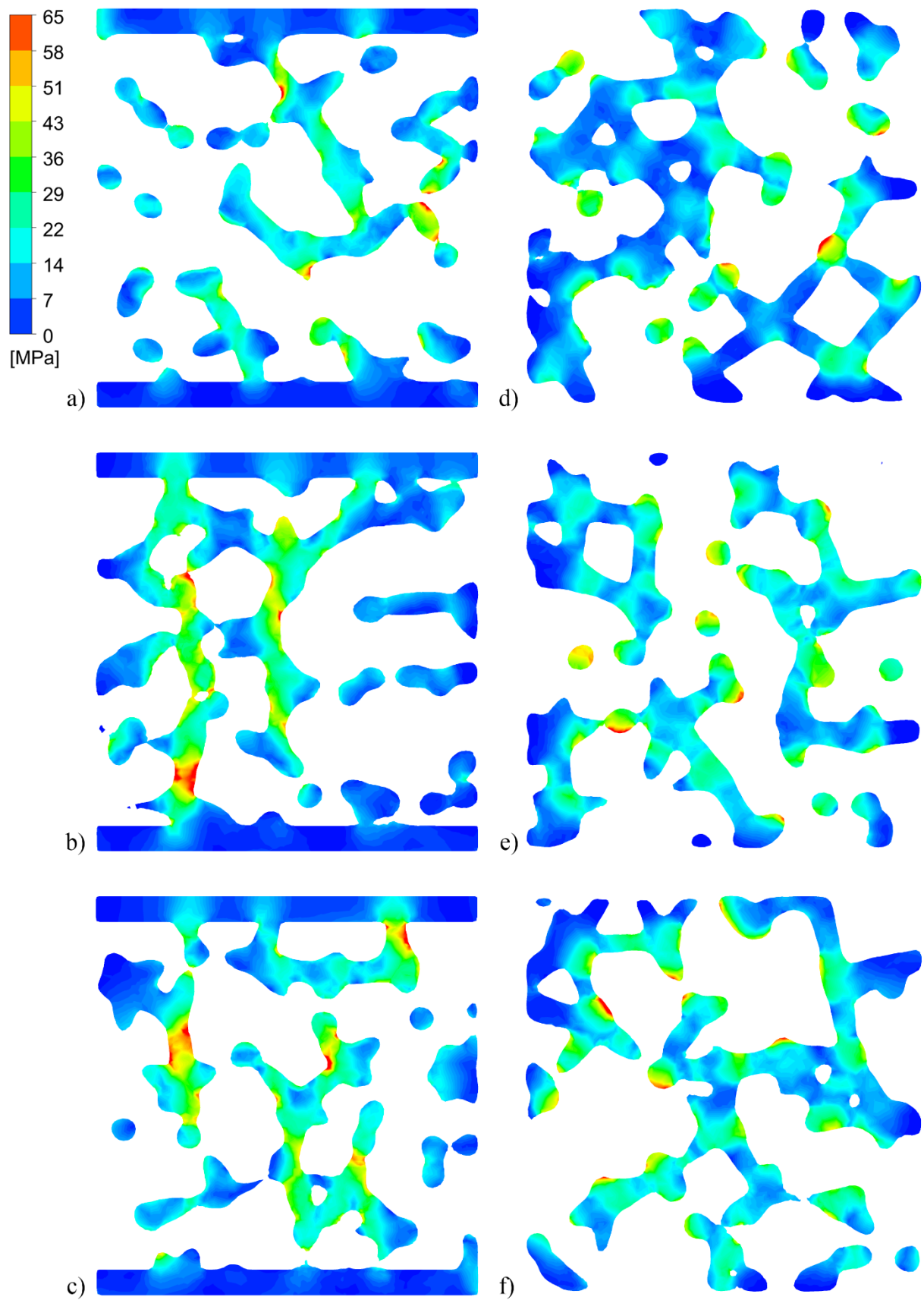
3D model razine ispune od 85% sastoji se od 192,622 poligona nakon izrade u Houdiniju. Priprema za simulaciju u Ansys Mechanicalu rezultira modelom od 697,519 konačna elementa i 1,129,859 čvorova. Ukupni volumen materijala u modelu je 25.33 mm^3 , dok je volumen mrežaste strukture 21.73 mm^3 . Model je prikazan na Slici 166.



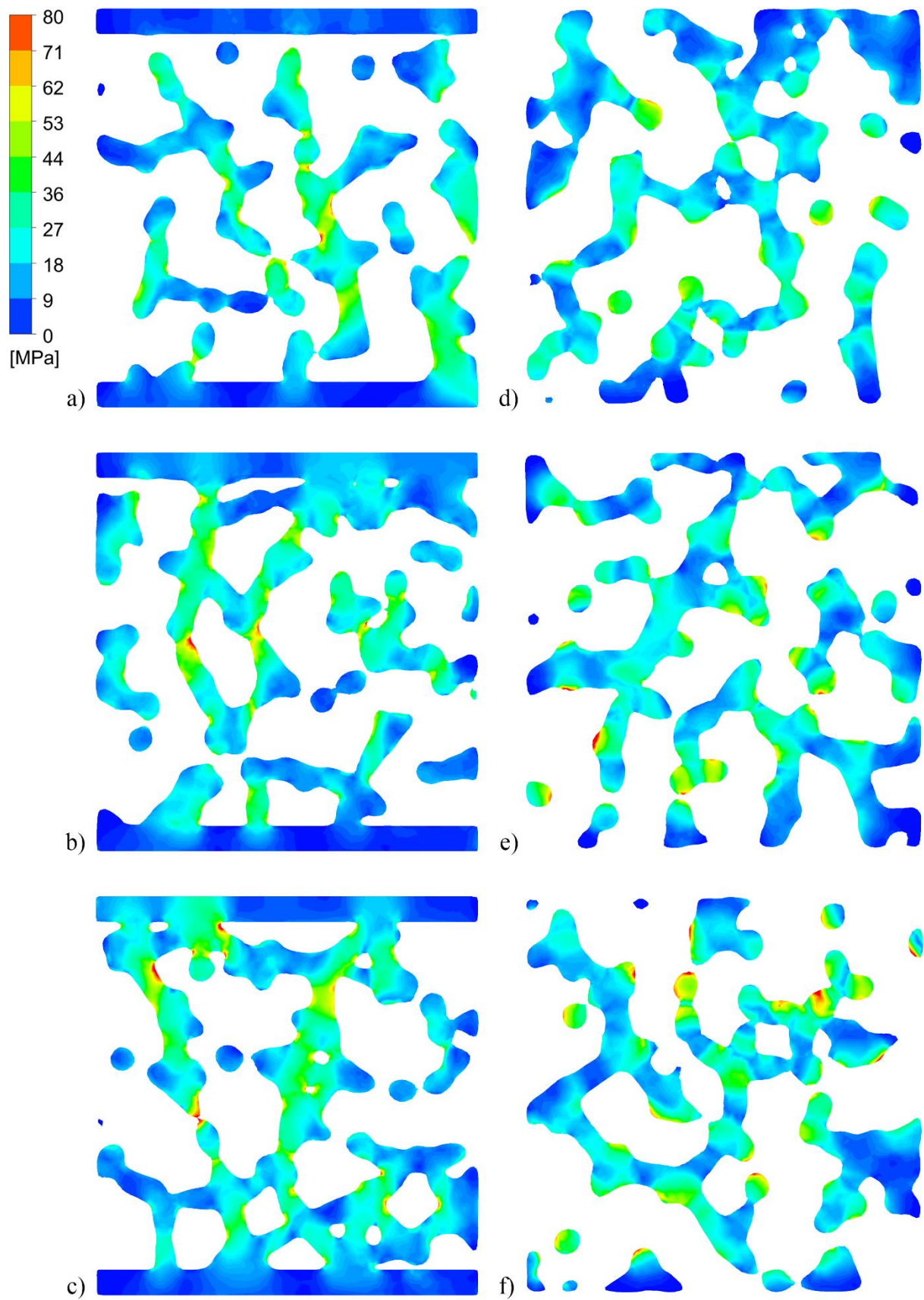
Slika 167. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 20%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



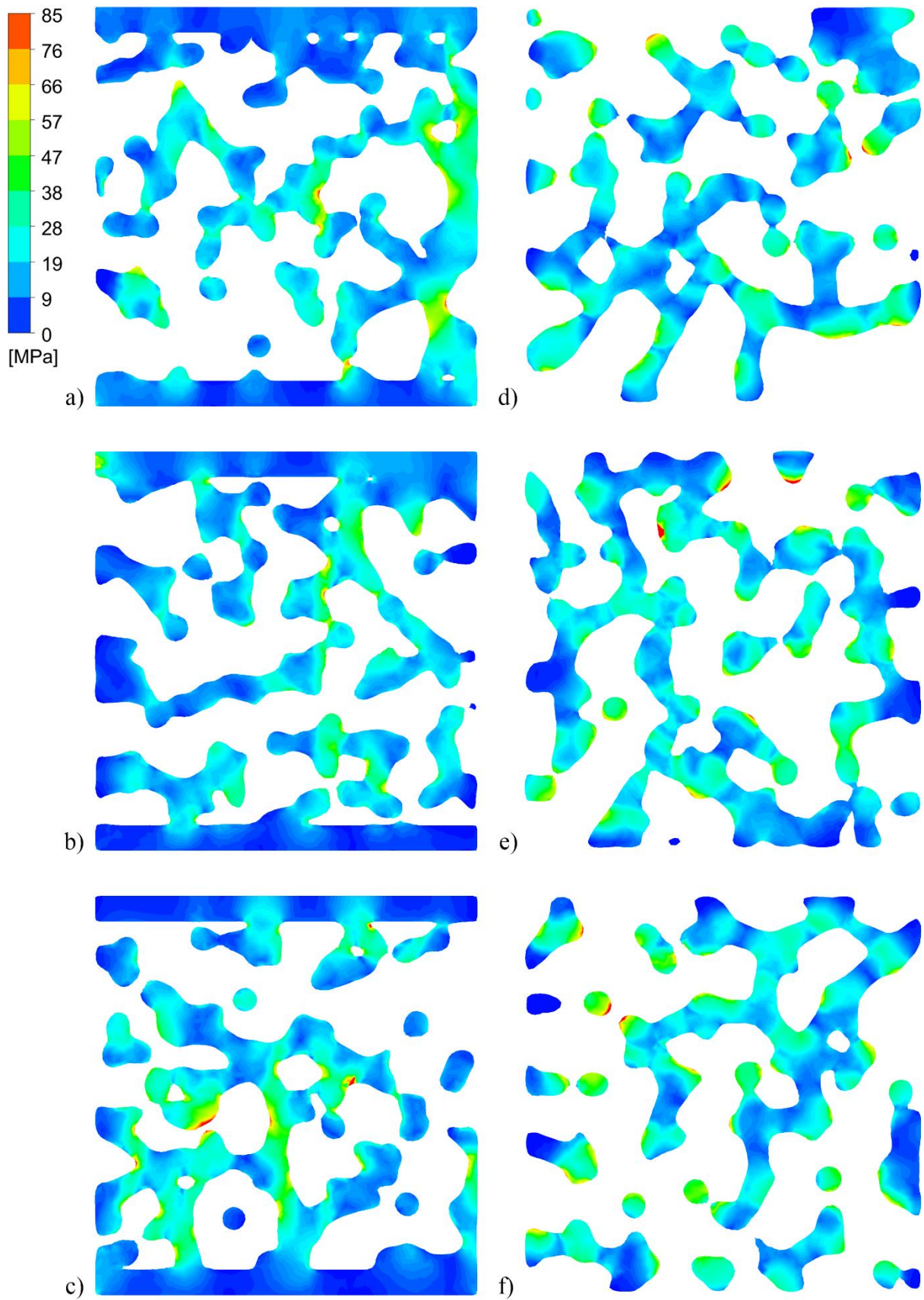
Slika 168. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 25%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



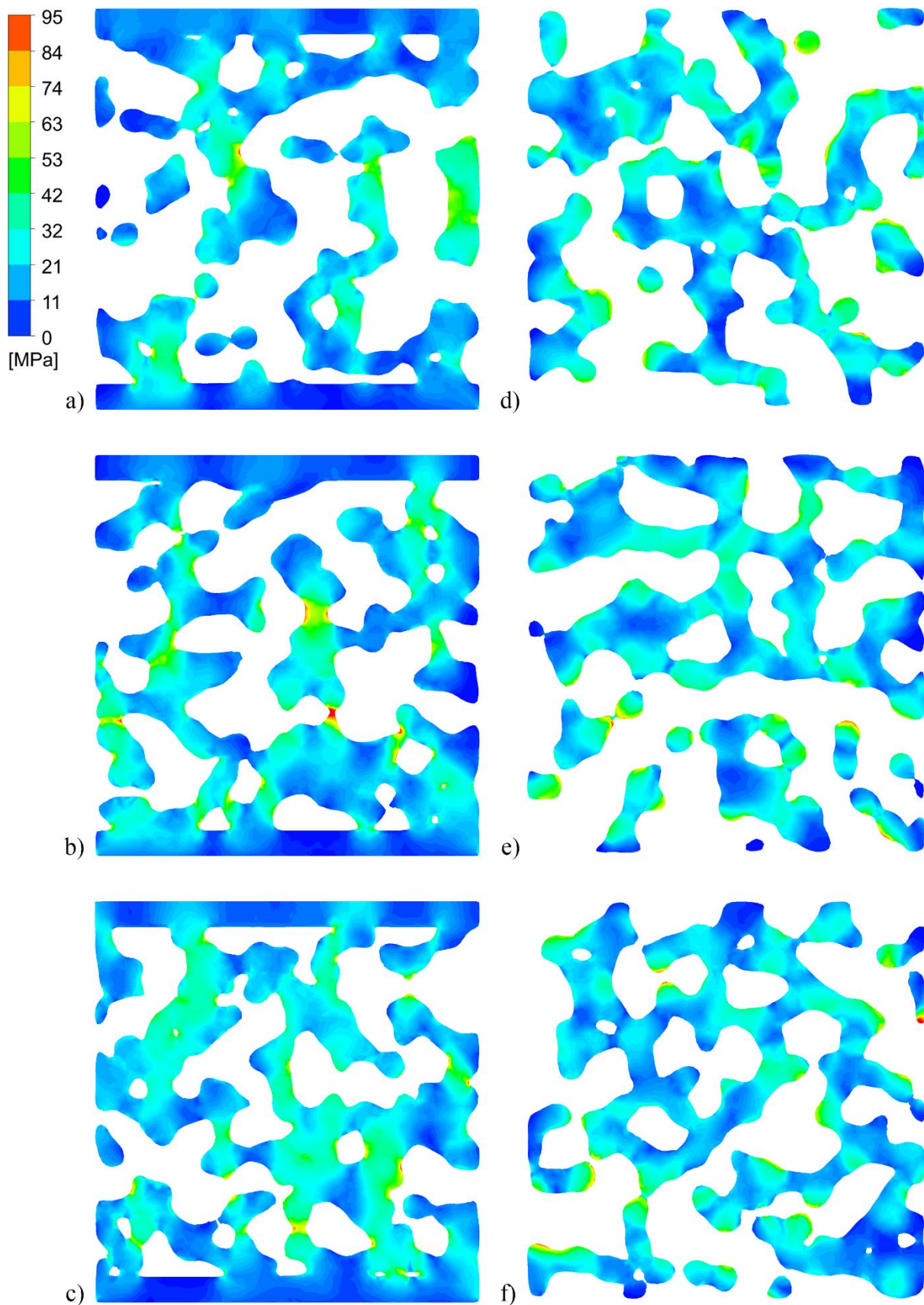
Slika 169. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 30%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



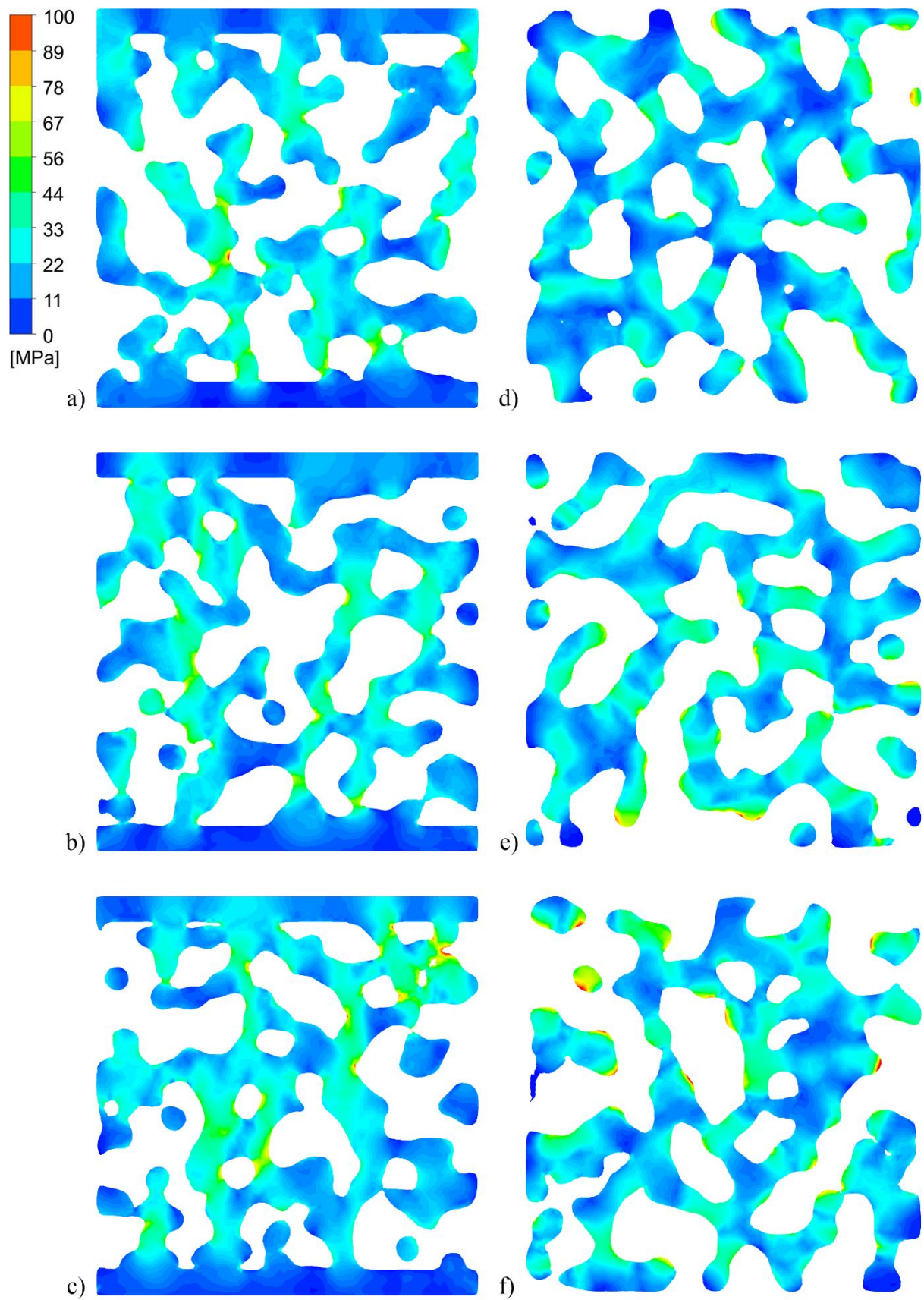
Slika 170. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 35%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



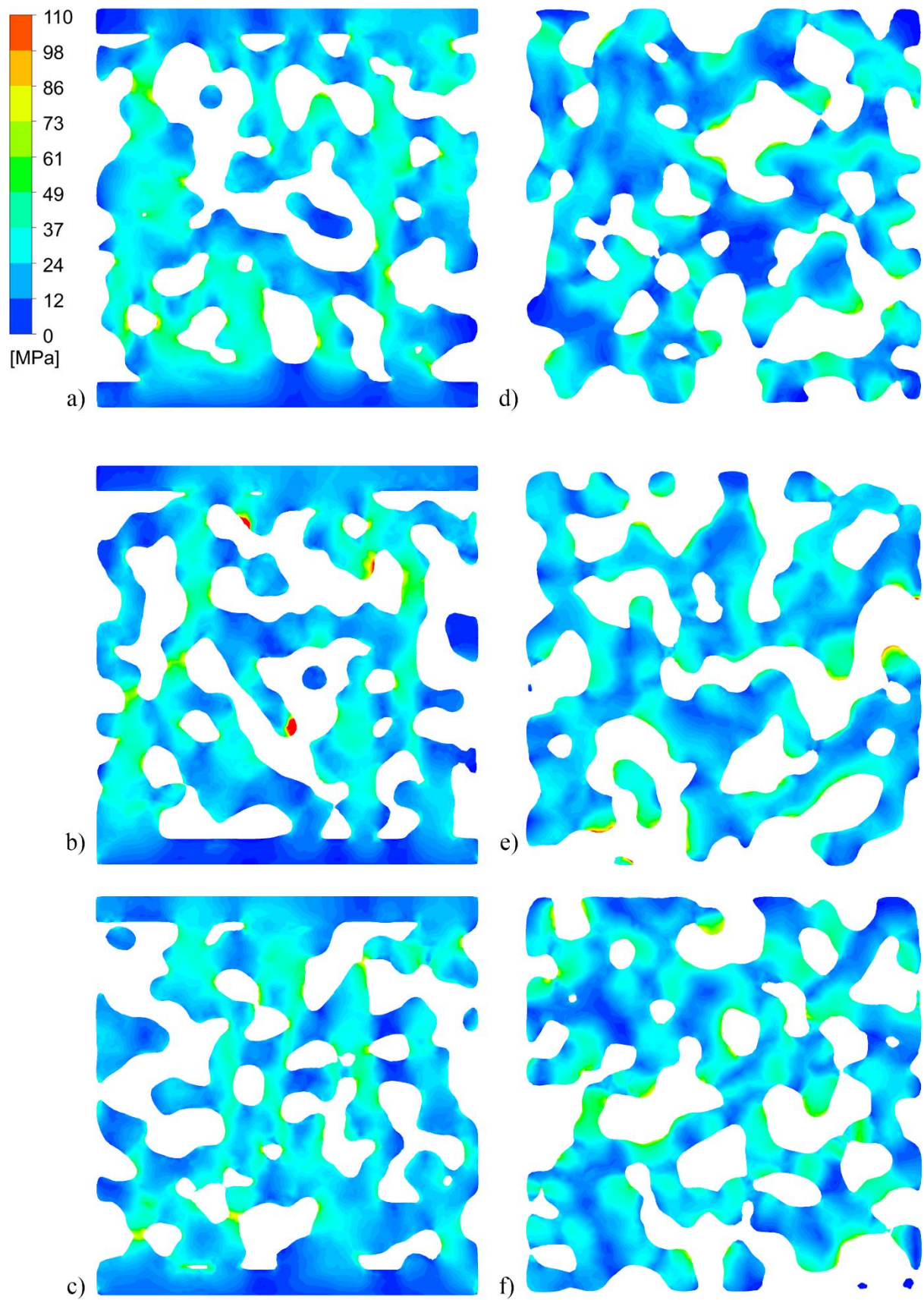
Slika 171. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 40%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



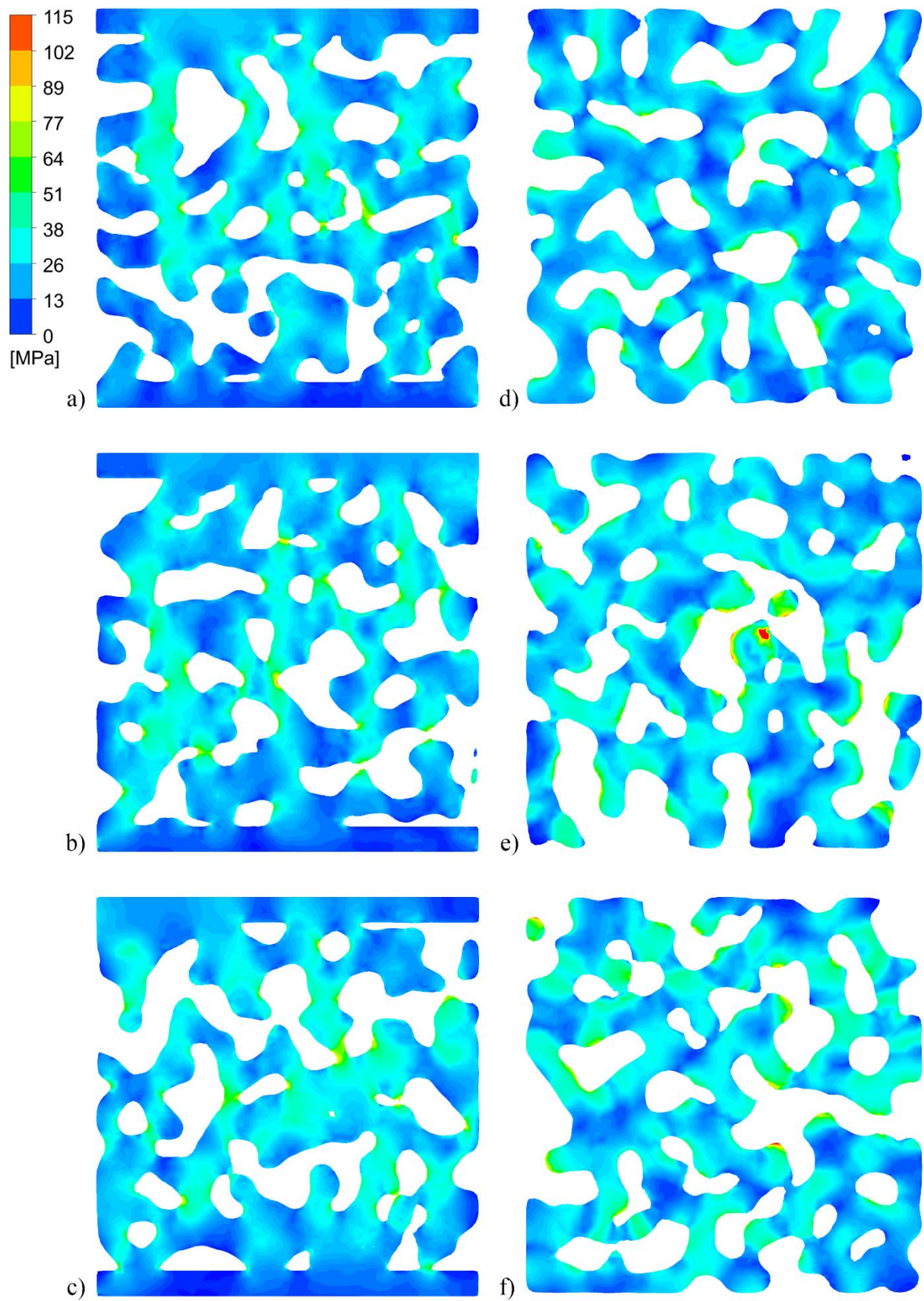
Slika 172. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 45%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



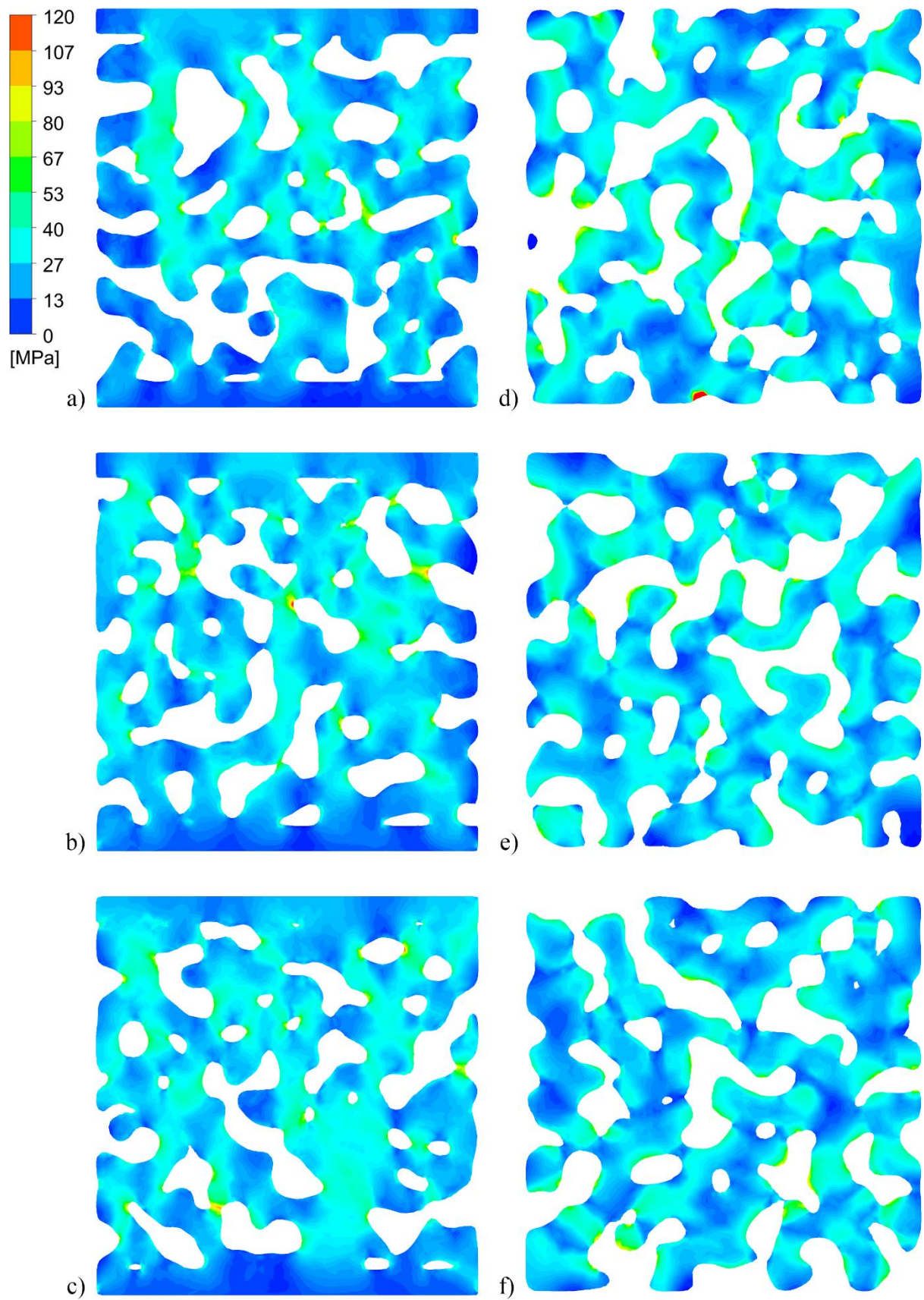
Slika 173. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 50%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



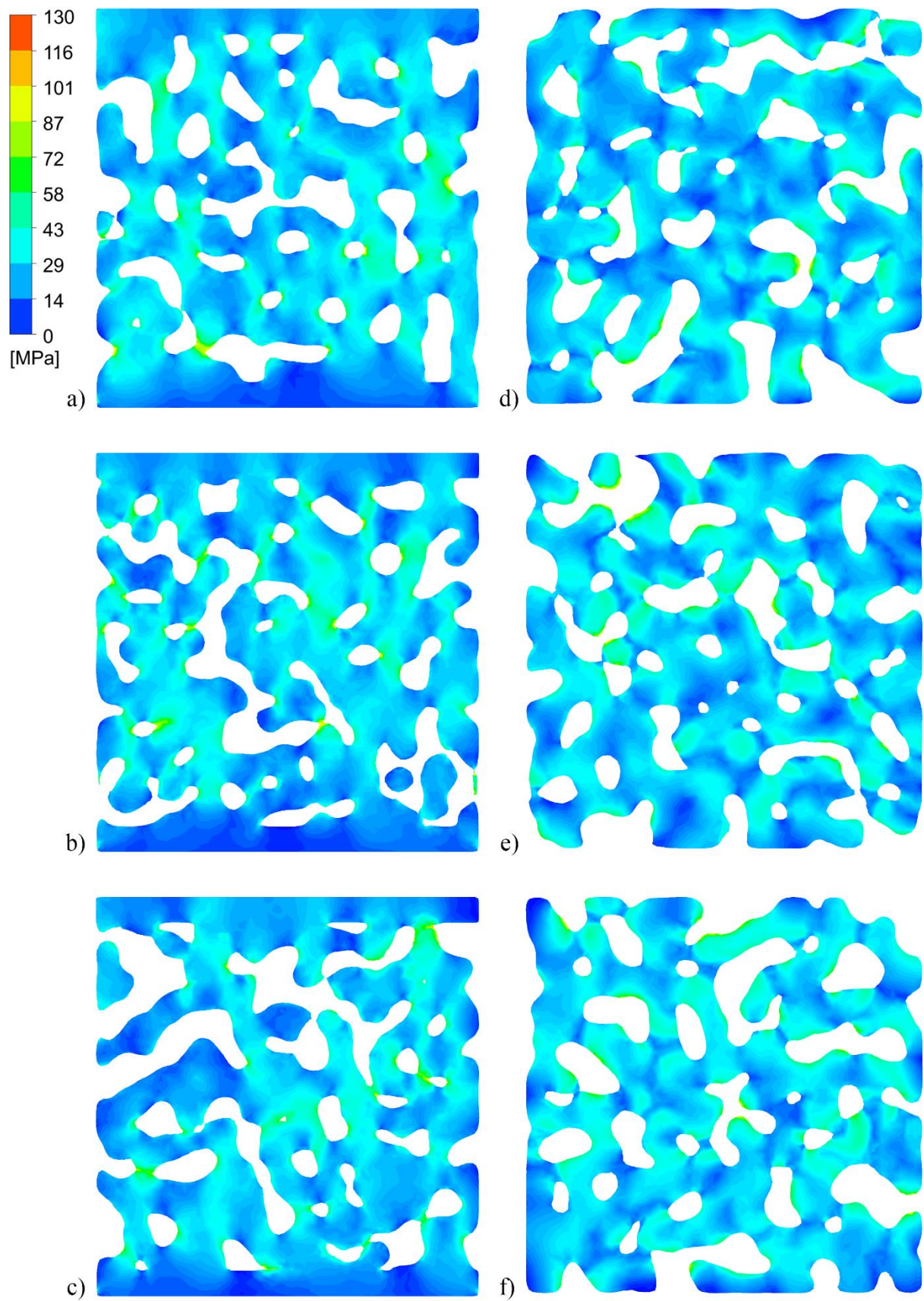
Slika 174. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 55%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



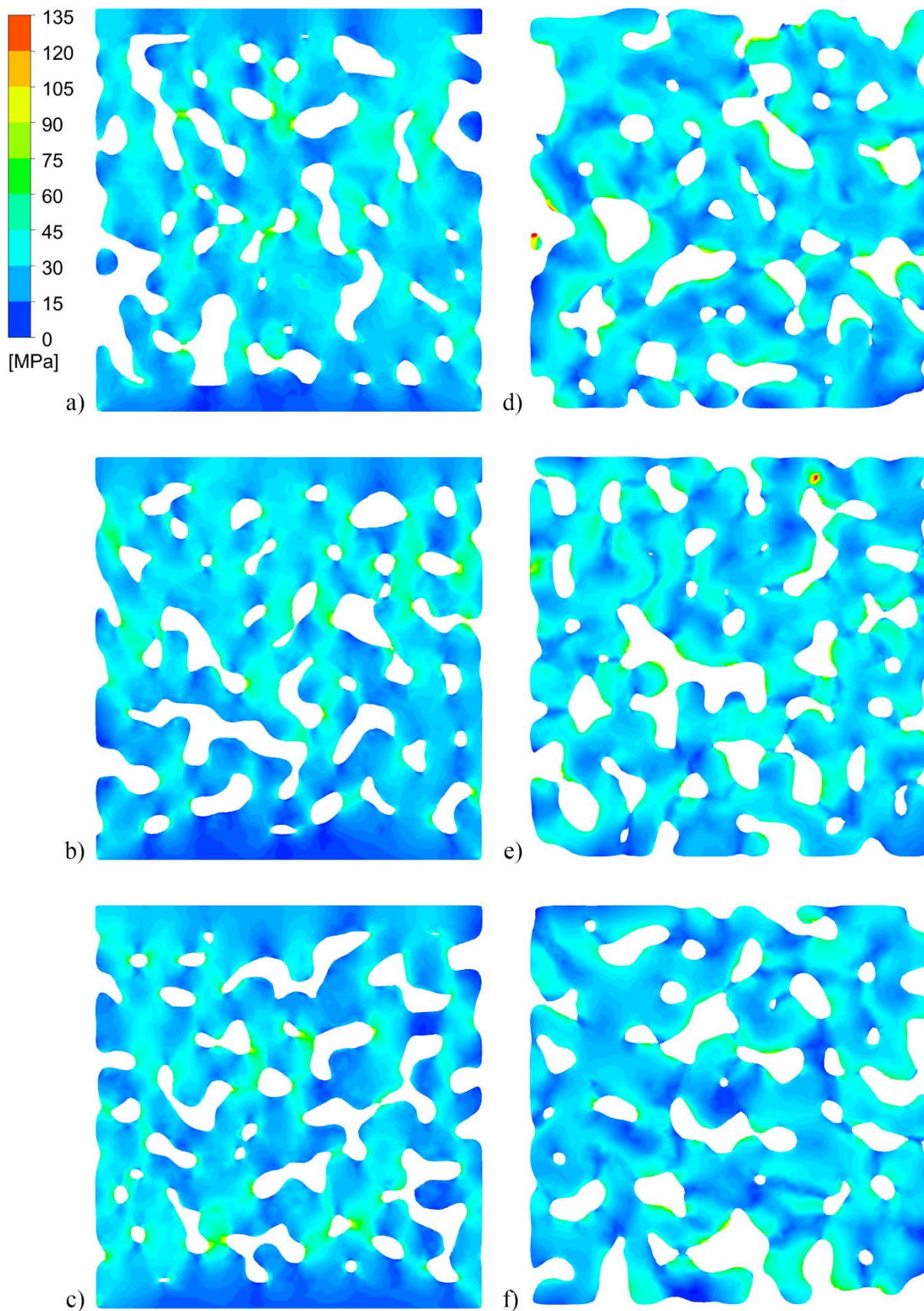
Slika 175. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 60%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



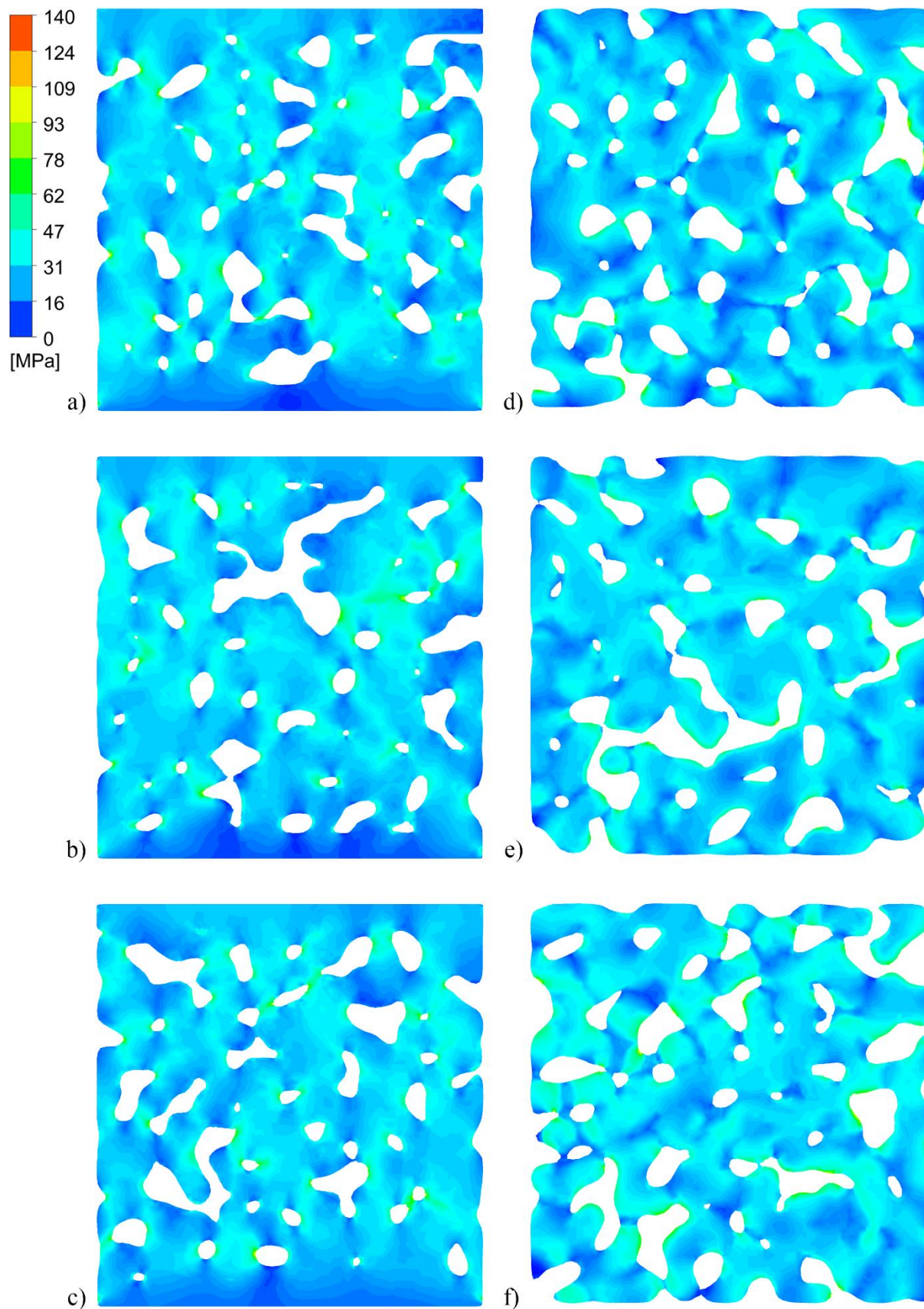
Slika 176. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 65%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



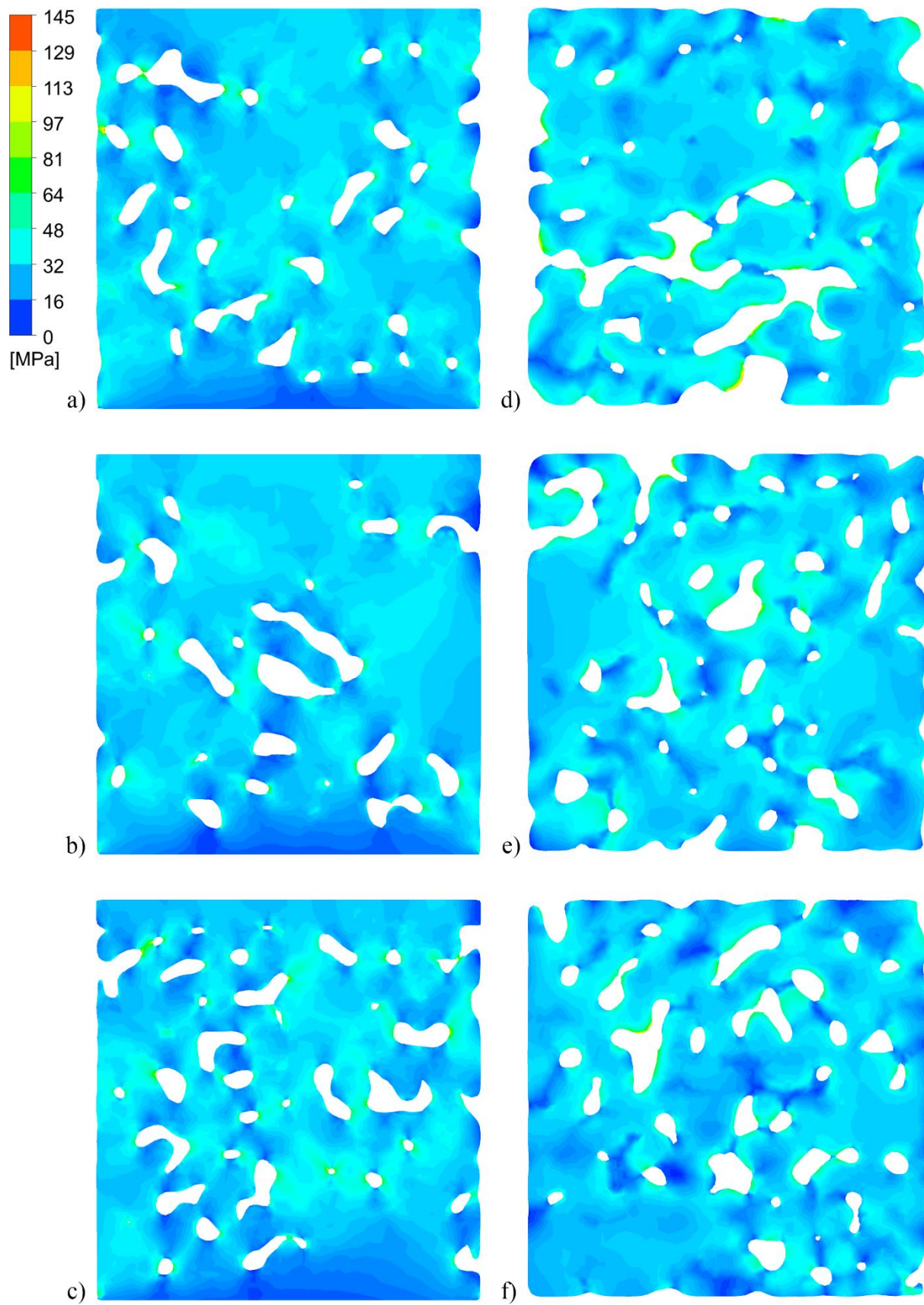
Slika 177. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 70%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



Slika 178. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 75%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



Slika 179. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 80%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela



Slika 180. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 85%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela

4.7. IZRADA FUNKCIONALNO GRADIRANOG 3D MODELA

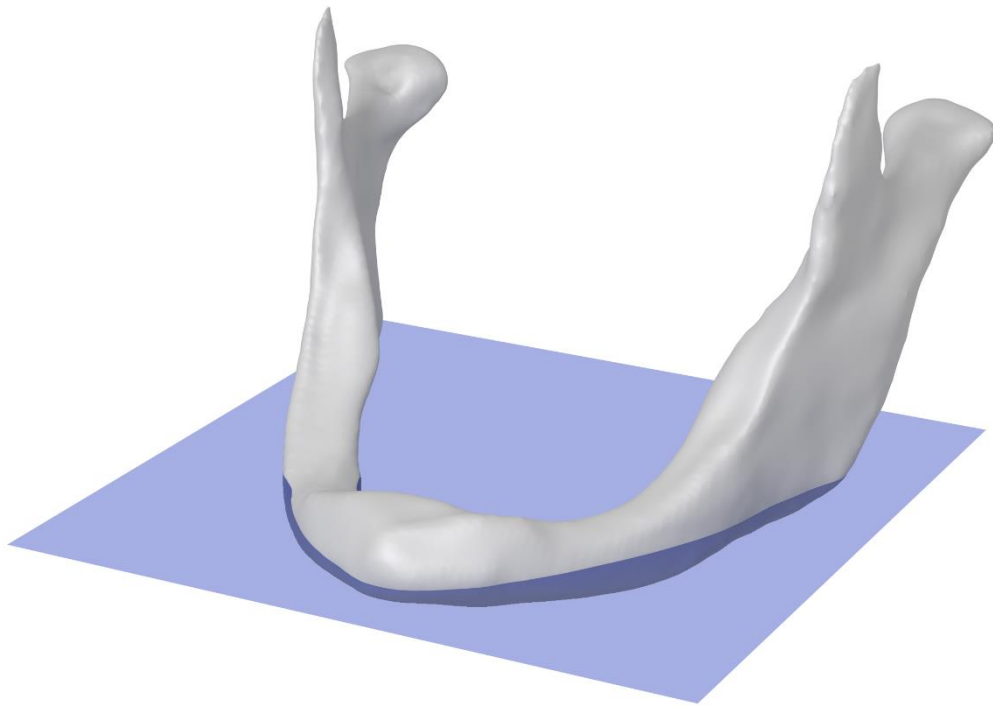
Posljednje poglavlje istraživanja ujedinjuje sve dosad ostvarene rezultate kako bi se postigao konačan cilj ovog rada – izrada funkcionalno gradiranog modela temeljenog na gradijentu poroznosti koji simulira trabekularnu kost na temelju CBCT snimke pacijenta.

Izrađen je manji dio čeljusti kao bi se potvrdila valjanost predloženog načina izrade funkcionalno gradiranih modela.

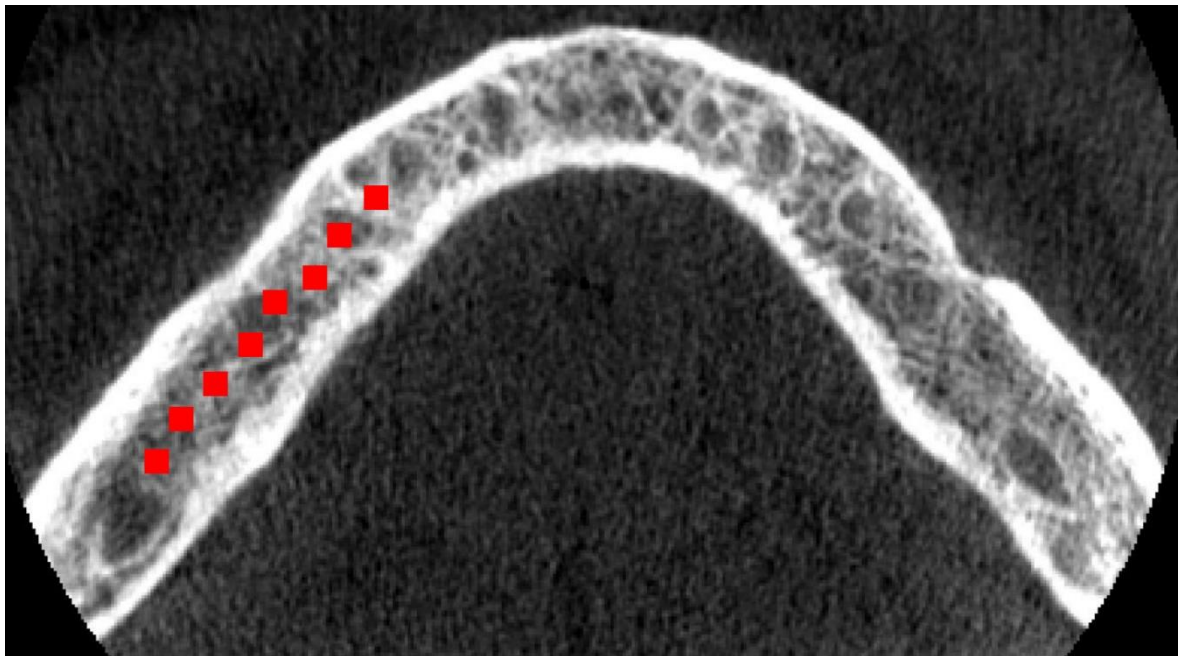
Rezultati ovog dijela istraživanja najbolje ilustriraju problematiku izrade ovako kompleksnih 3D modela pomoću dostupnih računalnih programa i ograničenja korištenog hardvera. Jednako kao i u poglavlju 4.3.3., jedini način da se izračun modela uspješno izvrši je gašenje 3D prikaza u Houdiniju. Ako je 3D prikaz uključen i program pokuša iscrtati sliku, odmah dolazi do rušenja programa. Postupak je ponovljen sa nekoliko verzija pokretačkih programa za grafičku karticu, uključujući Nvidia Studio Driver koji su profesionalni pokretački programi namijenjeni za korištenje u ovom tipu računalnih programa. Klasično renderiranje također je bilo neuspješno zbog prevelike alokacije radne memorije. Jedini način za potvrđivanje valjanosti rezultat je analiza numeričkih podataka o 3D modelu. Volumen izdvojenog dijela čeljusti je 12.81 cm^3 . Ovo je veće od najvećeg modela koji se uspio napraviti u poglavlju 4.3.3. Razlog je što ovaj model uključuje koritkalnu kost za koju nije potrebno generirati mrežaste strukture, te je prosječna razina ispune niža nego kod ranije napravljenih modela koji su koristili razinu ispune od 70%. Udio volumena trabekularne kosti u modelu dijela čeljusti je 8.89 cm^3 , te sadrži 195,406 točaka, 533,094 spone i 31,711,450 poligona, što odgovara rezultatima iz poglavlja 4.3.3. Ispravnost postignutih rezultata utvrđena je tako da se na osam lokacija unutar volumena čeljusti izračunala usrednjena gustoća unutar definirane regije dimenzija $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}$. Pozicije lokacija prikazane su na Slici 181. i 182., dok su rezultati prikazani u Tablici 41. Rezultati pokazuju kako postoji dobro podudaranje gustoća za volumen CBCT snimke i generiranog modela.

Iako predložena metoda izrade modela funkcionira, softverska i hardverska ograničenja jasno pokazuju kako nije upotrebljiva za izradu konkretnih modela. Dodatno, napravljeni model prekompleksan je za izradu pripreme za 3D tisak, stoga ga nije moguće izraditi. Napretkom softvera i hardvera mogućnosti izrade ovakvih modela sigurno će porasti, ali povijesna brzina tog napretka bila je prilično spora. Stoga je jedino rješenje izrada vlastitog računalnog programa koji je prilagođen za rad sa tako kompleksnim modelima. Programsko rješenje predstavljeno u poglavlju 3.4. i 4.4. obećavajuće je i može se iskoristiti

za izradu funkcionalno gradiranih modela, ali potreban je značajan daljnji razvoj i proširenje mogućnosti kako bi uistinu bilo upotrebljivo. Podaci segmentacije kortikalne kosti mogu se lako učitati u program, dok je učitavanje i obrada nehomogene mrežaste strukture



Slika 181. Pozicija presjeka u 3D modelu čeljusti



Slika 182. Pozicije mjernih mjesta u presjeku modela čeljusti

napravljene u Houdiniju jednaka kao i kod homogene mrežaste strukture koja se koristila u poglavlju 4.4. Naravno, korištenje programa bilo bi mnogo jednostavnije kada bi se cijeli

proces mogao odvijati u potpunosti u njemu. Za to je potrebno dodati dva unaprijeđena. Prvo je mogućnost distribucije točaka na jednak način kao u Houdiniju pomoću **Scatter** operatora. Postizanje takve distribucije predmet je brojnih istraživanja i osmišljeno je mnoštvo metoda. Drugo unaprjeđenje je pretraživanje susjednih točaka prema udaljenosti i izrada spona. Ovo je mnogo jednostavniji problem za riješiti pošto je riječ o jednostavnom pretraživanju polja. Dodatkom ove dvije komponente jedina operacija koja se mora vršiti izvan programa je segmentacija. Nažalost, nema jednostavnog načina za preskakanje ovog koraka. Automatsko segmentiranje tkiva aktivno je područje istraživanja i jedno gdje se polažu velike nade u korištenje umjetne inteligencije za klasifikaciju tkiva, ali trenutno je ručna segmentacija potpomognuta poluautomatiziranim alatima i dalje jedino rješenje.

Tablica 41. Gustoća kosti i razina ispune za pozicije unutar modela

	CBCT	Generirani model	Razlika
Pozicija 1	21.78%	23.95%	+2.17%
Pozicija 2	23.8%	25.76%	+1.96%
Pozicija 3	33.49%	34.94%	+1.45%
Pozicija 4	31.62%	33.43%	+1.81%
Pozicija 5	38.22%	39.93%	+1.71%
Pozicija 6	46.07%	47.44%	+1.37%
Pozicija 7	39.16%	40.41%	+1.25%
Pozicija 8	49.82%	50.72%	+0.9%

5. ZAKLJUČAK

U disertaciji je napravljeno opsežno istraživanje primjenjivosti nehomogenih mrežastih struktura u izradi replika ljudskih kosti sa realnim rasponom mehaničkih svojstava. Proces izrade temelji se na korištenju volumne CBCT snimke pacijenta putem koje se generira kortikalna kost i trabekularna kost sa prostorno nehomogenom razinom ispune. Generirani modeli mogu se izraditi korištenjem stereolitografske tehnologije aditivne proizvodnje. 3D printeri i pripadajući materijali imaju nisku cijenu, lako se koriste i sposobni su brzo proizvesti velike i kompleksne modele kosti. Uspješnom izradom ovih modela ostvaren je glavni cilj ove disertacije.

Postizanje ovog cilja omogućeno je prvenstveno tehnologijom aditivne proizvodnje. Ova tehnologija donijela je revolucionarne promjene u gotovo sva područja znanosti, istraživanja, razvoja i proizvodnje. Kroz četiri desetljeća razvoja nastalo je sedam vrsta tehnologija aditivne proizvodnje, unutar kojih se razvilo mnogo različitih pristupa izradi objekata. Osim velike tehnološke raznovrsnosti 3D printera, još bitniji razlog za njihov uspjeh je iznimno širok spektar materijala koji je mogu koristiti za izradu objekata. Kombinacija različitih metoda izrade, tehnoloških mogućnosti i velikog broja materijala omogućili su praktički neograničeni broj primjena 3D printera. Osobito je značajan razvoj 3D printera u potrošačkom segmentu tržišta. Iako se trenutno samo dvije tehnologije aditivne proizvodnje mogu susresti u tom segmentu (FFF i SLA), tehnološke mogućnosti tih 3D printera su gotovo neprepoznatljive naspram onih od prije samo 10 godina. Napredak na području stereolitografske tehnologije je posebice impresivan, pogotovo pojavom LCD SLA pristupa stereolitografiji. Povoljna cijena uređaja, lakoća korištenja u uredskom i kućnom okruženju, visoka rezolucija, povećani radni volumen, brzina izrade i veliki izbor materijala niske cijene učinili su ovu vrstu 3D printera popularnom kod korisnika koji izrađuju organske oblike i kompleksne, detaljne modele. Sve navedeno učinilo je LCD SLA tehnologiju jedinim i istovremenom idealnim kandidatom za izradu funkcionalno gradiranih materijala temeljenih na poroznosti. Postignuta finoća mrežastih struktura je uistinu iznenađujuća obzirom na nisku cijenu korištenog 3D printera i njegovoj, relativno, niskoj poziciji na ljestvici kvalitete i mogućnosti među dostupnim uređajima te vrste. Sve to služi kao dodatna potvrda definiranom cilju rada.

Potrebno je spomenuti značaj korištenja funkcionalno gradiranih materijala u drugim područjima primjene. Mogućnost izrade FGM putem aditivne proizvodnje, zajedno sa

velikim rasponom dostupnih materijala i sposobnosti kombiniranja više materijala u jednom objektu, proširuju mogućnost inženjerskih sustava. Moguća je izrada komponenti koje kombiniraju više funkcija u jedan proizvod, optimizacija mehaničkih i ostalih svojstava, kao i funkcionalizacija proizvoda na dosad neviđene načine. Sve ovo znači da inženjeri moraju pristupiti izradi takvih proizvoda na drugačiji način. Iako aditivna proizvodnja osigurava način realizacije takvih proizvoda, kroz provedeno istraživanje pokazalo se da je ovdje riječ o rijetkoj situaciji kada mogućnosti hardvera u većoj mjeri nadilaze mogućnosti softvera. Modeliranje heterogenih materijala i definiranje kompleksnih prostornih funkcionalnih gradijenata unutar komercijalno dostupnih računalnih programa za CAD modeliranje je često teško, neintuitivno ili nije uopće moguće. Naravno, konstantan razvoj CAD programa i sve veća zastupljenost aditivne proizvodnje zasigurno će sa vremenom osigurati potrebne alate za izradu ovakvih modela.

U širem kontekstu postignutih rezultata izrade FGM temeljenih na poroznosti mogu se razmotriti neke očite primjene osmišljenog procesa izvan okvira oralne implantologije i generalnog korištenja u mehaničkim testiranjima vezanim uz kosti. Izrada ortoza i longeta jedna je od očitih primjera zahvaljujući pojavi potrošačkih FDM 3D printera velikog formata sa ekstruderima koji rade na visokim temperaturama, što omogućava korištenje inženjerskih plastika. Oblik, gustoća i distribucija ćelija takvih proizvoda može biti vođena radiološkim snimkama, te je na taj način omogućena jednostavna individualizacija svakog proizvoda. Druga, još zanimljivija, mogućnost je optimizacija proizvoda u 3D tisku metala. Metode aditivne proizvodnje sposobne za izradu metalnih dijelova imaju nedostatak što proizvode uvijek rade od jednog materijala i ne postoje naznake da će to promijeniti u dogledno vrijeme, stoga su FGM temeljeni na poroznosti jedina opcija takvog način optimizacije. Ovo je posebno zanimljivo u kontekstu dodatnih mehaničkih optimizacija i uštede materijala. Topološka optimizacija i generativni dizajn iznimno su korisni i moćni postupci generiranja optimalnih oblika proizvoda, ali nikad nije moguće postići ujednačeno naprezanje unutar mehanički homogenog materijal. Korištenjem FGM moguće je dodatno optimizirati materijal na mjestima gdje je naprezanje manje od maksimuma, tako da se materijal izradi kao mrežasta struktura određene razine ispune. Ovo su samo neke od brojnih primjena postignutih rezultata.

Tehnologija aditivne proizvodnje nedvojbeno je ključna u postizanju ciljeva ove disertacije, ali osnovni preduvjet svakako je definiranje metode izrade nehomogenih mrežastih struktura. Korištenje komercijalnih računalnih programa za 3D modeliranje i

pripremu za 3D tisak pokazalo je iznenađujuća ograničenja po pitanju maksimalne veličine objekata koji se mogu izraditi, čak to razine da se mogu smatrati neupotrebljivima za izradu bilo kakvih korisnih objekata. Stoga je posebno važno da je izrada vlastitog programskog rješenja dala pozitivne rezultate. Napravljeni program ima određena ograničenja, te mu nedostaju neke funkcionalnosti potrebne za realnu upotrebu, ali kao dokaz koncepta radi potpuno očekivano i zadovoljava potrebe disertacije.

Provedenim istraživanjem postignuto je sljedeće:

- Utvrđena su mehanička svojstva korištenog materijala za 3D tisak
- Utvrđena je realna rezolucija korištenog 3D printera
- Definiran je generalni proces izrade homogenih i nehomogenih mrežastih struktura
- Pronađeni su optimalni parametri za izradu mrežastih struktura zadovoljavajućih svojstava
- Analizirana je računalna zahtjevnost izrade mrežastih struktura i njihove pripreme za 3D tisak
- Utvrđene su mogućnosti izrade mrežastih struktura različite razine ispune na korištenom 3D printeru
- Napravljen je računalni program za izradu kompleksnih mrežastih struktura
- Provedena je virtualna mehanička karakterizacija uzoraka mrežastih struktura različitih razina ispune pomoću FEA
- Potvrđena je valjanost cjelokupnog procesa izradom dijela ljudske kosti korištenjem CBCT snimke pacijenta na temelju koje su generirane nehomogene mrežaste strukture trabekularnog tkiva

Rezultati pokazuju kako su postavljene hipoteze potvrđene i definirani ciljevi postignuti.

H1 Različite geometrijske konfiguracije prostornih mrežastih struktura mogu simulirati objekte različitih mehaničkih karakteristika

Određivanje optimalne geometrijske konfiguracije mrežastih struktura predstavlja najopsežnije područje istraživanja u disertaciji. Rezultatima istraživanjem u poglavljima 4.3.1. i 4.3.2. utvrđeni su optimalni parametri procesa proceduralnog generiranja modela, te predstavljaju temelj za mehaničku karakterizaciju homogenih mrežastih struktura u poglavlju 4.6. Rezultati jasno pokazuju kako različite razine ispune ostvaruju različita

mehanička svojstva, na temelju čega je moguće povezati sive tonove CBCT snimke sa razinom ispune. Izradom nehomogenih mrežastih struktura u poglavlju 3.7. potvrđeno je kako je moguće prostorno definirati određena mehanička svojstva na temelju korištene CBCT snimke. Ovime je hipoteza H1 potvrđena.

H2 Komercijalna stereolitografska tehnologija ispisa može se koristiti za proizvodnju prostornih mrežastih struktura

Rezultati istraživanja u poglavljima 4.2. i 4.5. potvrđuju kako su potrošački LCD SLA 3D printeri sposobni postići dovoljno visoku rezoluciju i kvalitetu izrade objekta kako bi se uspješno napravila replika trabekularne kosti pomoću mrežastih struktura. Postignuta minimalna debljina spona i raspon razine ispune koje je moguće ostvariti dovoljni su za realističnu reprezentaciju promjene gustoće trabekularne kosti. Prednosti korištenja ove klase uređaja uključuju nisku cijenu 3D printera i fotopolimernih materijala, brzu izradu objekata i jednostavnost korištenja. Mogućnost izrade sitnih pora od posebne je važnosti kada je riječ o ugradnji mini dentalnih implantata i na temelju dobivenih pozitivnih rezultata može se zaključiti kako je hipoteza H2 potvrđena.

H3 Modeliranjem geometrijske konfiguracije mrežastih struktura moguće je simulirati tražena mehanička svojstva modela izrađenog aditivnom tehnologijom

Izrada 3D modela mrežastih struktura i njihova priprema za 3D tisak korištenjem komercijalnih računalnih programa pokazala se iznimno ograničenom. Izrada vlastitog računalnog programa nameće se kao jedino rješenje. U poglavlju 3.4. predstavljen je algoritam koji je sposoban na temelju pojednostavljenog opisa mrežaste strukture istovremeno stvoriti konačni oblik modela i njegovu pripremu za 3D tisak. Rezultati izrade modela u poglavlju 4.4. pokazuju kako je predloženi računalni program sposoban stvoriti modele koji su oblikom i kvalitetom gotovo identični onima napravljenim u korištenom komercijalnom programu za 3D modeliranje. Program je podjednako sposoban raditi sa homogenim i nehomogenim mrežastim strukturama. Korištenjem rezultata mehaničke karakterizacije homogenih mrežastih struktura iz poglavlja 4.6. i napravljenog programa moguće je napraviti proizvoljno velike replike trabekularne kosti. Ovime je potvrđena hipoteza H3.

Postignuti su sljedeći znanstveni doprinosi:

- Definiran je proces generiranja mrežastih struktura sa optimalnim parametrima izrade koji zadovoljavaju potrebe izrade replika ljudskih kosti koje se mogu koristiti u medicinskim istraživanjima. Moguće je napraviti mrežaste strukture širokog raspona razine ispune. Ovime je osigurana simulaciju svih gustoća trabekularne kosti koje se mogu susresti u CBCT snimci pacijenta. Distribucija pora je nasumična i prostorno ujednačena, što dozvoljava ispravnu ugradnju implantata i ujednačeno opterećenje na sučelju implantata i objekta za vrijeme opterećenja.
- Provedeno je virtualno mehaničko testiranje mrežastih struktura širokog raspona razine ispune. Jedini način da se mehanička svojstva trabekularne kost ispravno simuliraju putem mrežastih struktura je da se utvrde mehanička svojstva mrežastih struktura. U provedenom istraživanju napravljeno je virtualno mehaničko testiranje uzoraka mrežastih struktura, te je na ovaj način povezana njihova razina ispune sa distribucijom naprezanja u materijalu. Ovo dozvoljava da se sivi tonovi CBCT snimke direktno povežu sa adekvatnom razinom ispune mrežaste strukture, čime se postiže realistična reprezentacija mehaničkih svojstava stvarne čeljusti.
- Napravljen je računalni program za generiranje trabekularne kosti i njihovu pripremu za 3D tisak. Komercijalno dostupni računalni programi za 3D modeliranje i pripremu za 3D tisak nisu sposobni napraviti modele trabekularne kosti veće od nekoliko cm^3 i stoga su neupotrebljivi za izradu konkretnih modela kosti koji sadrže veći volumen trabekularnog tkiva. Napravljeni program temelji se na algoritmu koji generira model na razini pojedinog presjeka, što znači da ima iznimno nisko zauzeće radne memorije, lako se može paralelno računati na više procesorskih dretvi i istovremeno sa generiranjem modela stvara presjeke koji služe kao priprema za 3D tisak.
- Utvrđene su mogućnosti izrade mrežastih struktura na korištenom stereolitografskog 3D printeru. Izrada mrežastih struktura putem 3D tiska predstavlja veliki problem zbog sitne veličine pora koja se mora postići kako bi replike kosti bile upotrebljive u medicinskim istraživanjima. Pažljivim odabirom adekvatne tehnologije aditivne proizvodnje i postavki procesa izrade postignuta je dovoljno visoka rezolucija i kvaliteta izrade za izradu mrežastih struktura željenih svojstava.

Dobiveni rezultati pokazuju kako je predloženi proces korištenja nehomogenih mrežastih struktura za izradu replika ljudskih kosti valjan i upotrebljiv. Istraživanja napravljena u ovoj disertaciji predstavljaju prvi korak u daljnjem radu na poboljšanju kvalitete i mogućnosti izrade funkcionalno gradiranih materijala temeljenih na mrežastim

strukturama. Od posebnog interesa je proširenje i poboljšanje funkcionalnosti napravljenog računalnog programa, pošto se njegovo korištenje pokazalo kao jedina opcija za izradu konkretnih, velikih modela kosti.

U toku provedenog istraživanja postalo je jasno kako primjena funkcionalno gradiranih materijala ostvarenih predloženom metodom ima brojne primjene osim one opisane u disertaciji. Ciljana prostorna optimizacija gustoće modela može se primijeniti za poboljšanje brojnih proizvoda u raznovrsnim područjima medicine i inženjerstva, uz zadržavanje prednosti korištenja 3D printera i materijala niske cijene.

Izradom ove disertacije stečena su brojna nova znanja i vještine, te se željno iščekuje njihova primjena u budućim istraživanjima.

6. POPIS LITERATURE

- [1] X. Gao, M. Fraulob, i G. Haïat, „Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review“, *J. R. Soc. Interface*, sv. 16, izd. 156, str. 20190259, 2019.
- [2] P. Cho, G. B. Schneider, K. Krizan, i J. C. Keller, „Examination of the bone–implant interface in experimentally induced osteoporotic bone“, *Implant Dent.*, sv. 13, izd. 1, str. 79–87, 2004.
- [3] L. Vidyasagar i P. Apse, „Dental implant design and biological effects on bone-implant interface“, *Stomatologija*, sv. 6, izd. 2, str. 51–54, 2004.
- [4] F. A. Shah, P. Thomsen, i A. Palmquist, „Osseointegration and current interpretations of the bone-implant interface“, *Acta Biomater.*, sv. 84, str. 1–15, 2019.
- [5] P. Trisi, R. Lazzara, W. Rao, i A. Rebaudi, „Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and Osseotite implant surfaces.“, *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, sv. 22, izd. 6, 2002.
- [6] I. Naert, J. Duyck, i K. Vandamme, „Occlusal overload and bone/implant loss“, *Clin. Oral Implants Res.*, sv. 23, str. 95–107, 2012.
- [7] S. N. Khan, R. M. Warkhedkar, i A. K. Shyam, „Human bone strength evaluation through different mechanical tests“, *Int. J. Curr. Eng. Technol.*, sv. 2, str. 539–543, 2014.
- [8] M. A. Gallant, D. M. Brown, J. M. Organ, M. R. Allen, i D. B. Burr, „Reference-point indentation correlates with bone toughness assessed using whole-bone traditional mechanical testing“, *Bone*, sv. 53, izd. 1, str. 301–305, 2013.
- [9] Y. H. An i R. A. Draughn, „Mechanical properties of bone“, u *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*, CRC Press, 1999, str. 65–88.
- [10] Q. Grimal, S. Hauptert, D. Mitton, L. Vastel, i P. Laugier, „Assessment of cortical bone elasticity and strength: Mechanical testing and ultrasound provide complementary data“, *Med. Eng. Phys.*, sv. 31, izd. 9, str. 1140–1147, 2009.
- [11] A. Sharir, M. M. Barak, i R. Shahar, „Whole bone mechanics and mechanical testing“, *Vet. J.*, sv. 177, izd. 1, str. 8–17, 2008.

- [12] P. S. Landry, A. A. Marino, K. K. Sadasivan, i J. A. Albright, „Bone injury response: an animal model for testing theories of regulation“, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sv. 332, str. 260–273, 1996.
- [13] L. M. Wancket, „Animal models for evaluation of bone implants and devices: comparative bone structure and common model uses“, *Vet. Pathol.*, sv. 52, izd. 5, str. 842–850, 2015.
- [14] J. W. Frame, „A convenient animal model for testing bone substitute materials.“, *J. oral Surg. (American Dent. Assoc. 1965)*, sv. 38, izd. 3, str. 176–180, 1980.
- [15] P. P. Lelovas, T. T. Xanthos, S. E. Thoma, G. P. Lyritis, i I. A. Dontas, „The laboratory rat as an animal model for osteoporosis research“, *Comp. Med.*, sv. 58, izd. 5, str. 424–430, 2008.
- [16] J. Aerssens, S. Boonen, G. Lowet, i J. Dequeker, „Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research“, *Endocrinology*, sv. 139, izd. 2, str. 663–670, 1998.
- [17] M. A. K. Liebschner, „Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone“, *Biomaterials*, sv. 25, izd. 9, str. 1697–1714, 2004.
- [18] Y. H. An i R. A. Draughn, „Mechanical properties and testing methods of bone“, u *Animal models in orthopaedic research*, CRC Press, 2020, str. 139–163.
- [19] H. Liu, H. Li, W. Cheng, Y. Yang, M. Zhu, i C. Zhou, „Novel injectable calcium phosphate/chitosan composites for bone substitute materials“, *Acta Biomater.*, sv. 2, izd. 5, str. 557–565, 2006.
- [20] S. Ghanaati i ostali, „Synthetic bone substitute material comparable with xenogeneic material for bone tissue regeneration in oral cancer patients: First and preliminary histological, histomorphometrical and clinical results“, *Ann. Maxillofac. Surg.*, sv. 3, izd. 2, str. 126, 2013.
- [21] R. A. Horowitz, Z. Mazor, C. Foitzik, H. Prasad, M. Rohrer, i A. Palti, „ β -tricalcium phosphate as bone substitute material: properties and clinical applications“, *J. Osseointegration*, sv. 2, izd. 2, str. 61–68, 2010.
- [22] B. Kruppke i ostali, „Gelatin modified monetite as a bone substitute material: An in vitro assessment of bone biocompatibility“, *Acta Biomater.*, sv. 32, str. 275–285,

2016.

- [23] M. R. Sarkar, N. Wachter, P. Patka, i L. Kinzl, „First histological observations on the incorporation of a novel calcium phosphate bone substitute material in human cancellous bone“, *J. Biomed. Mater. Res. An Off. J. Soc. Biomater. Japanese Soc. Biomater. Aust. Soc. Biomater. Korean Soc. Biomater.*, sv. 58, izd. 3, str. 329–334, 2001.
- [24] X. Wu, X. Liu, J. Wei, J. Ma, F. Deng, i S. Wei, „Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies“, *Int. J. Nanomedicine*, sv. 7, str. 1215, 2012.
- [25] X. Wang, J. Ye, i H. Wang, „Effects of additives on the rheological properties and injectability of a calcium phosphate bone substitute material“, *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater. An Off. J. Soc. Biomater. Japanese Soc. Biomater. Aust. Soc. Biomater. Korean Soc. Biomater.*, sv. 78, izd. 2, str. 259–264, 2006.
- [26] Y. Chen *i ostali*, „Experimental investigation on the mechanical behavior of bovine bone using digital image correlation technique“, *Appl. bionics Biomech.*, sv. 2015, 2015.
- [27] Y. H. An i C. V Bensen, „General considerations of mechanical testing“, *Mech. Test. bone bone-implant interface. Boca Raton, FL, USA CRC Press LLC*, str. 119–132, 2000.
- [28] X. Wang, Y. Li, P. Hodgson, i C. Wen, „Nano-and macro-scale characterisation of the mechanical properties of bovine bone“, u *Materials forum*, 2007, sv. 31, str. 156–159.
- [29] L. F. Peltier, E. Y. Bickel, R. Lillo, i M. S. Thein, „The use of plaster of Paris to fill defects in bone“, *Ann. Surg.*, sv. 146, izd. 1, str. 61, 1957.
- [30] C. M. Kelly, R. M. Wilkins, S. Gitelis, C. Hartjen, J. T. Watson, i P. T. Kim, „The use of a surgical grade calcium sulfate as a bone graft substitute: results of a multicenter trial“, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sv. 382, str. 42–50, 2001.
- [31] N. R. Calhoun, G. W. Greene jr, i G. T. Blackledge, „Plaster: a bone substitute in the mandible of dogs“, *J. Dent. Res.*, sv. 44, izd. 5, str. 940–946, 1965.
- [32] S. L. Bahn, „Plaster: a bone substitute“, *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol.*, sv.

- 21, izd. 5, str. 672–681, 1966.
- [33] A. G. Hadjipavlou, J. W. Simmons, M. N. Tzermiadianos, P. G. Katonis, i D. J. Simmons, „Plaster of Paris as bone substitute in spinal surgery“, *Eur. Spine J.*, sv. 10, izd. 2, str. S189–S196, 2001.
- [34] K. V Wong i A. Hernandez, „A review of additive manufacturing“, *Int. Sch. Res. Not.*, sv. 2012, 2012.
- [35] V. Francis i P. K. Jain, „Advances in nanocomposite materials for additive manufacturing“, *Int. J. Rapid Manuf.*, sv. 5, izd. 3–4, str. 215–233, 2015.
- [36] K. S. Derekar, „A review of wire arc additive manufacturing and advances in wire arc additive manufacturing of aluminium“, *Mater. Sci. Technol.*, sv. 34, izd. 8, str. 895–916, 2018.
- [37] M. Pérez, D. Carou, E. M. Rubio, i R. Teti, „Current advances in additive manufacturing“, *Procedia Cirp*, sv. 88, str. 439–444, 2020.
- [38] D. Han i H. Lee, „Recent advances in multi-material additive manufacturing: Methods and applications“, *Curr. Opin. Chem. Eng.*, sv. 28, str. 158–166, 2020.
- [39] A. Le-Bail, B. C. Maniglia, i P. Le-Bail, „Recent advances and future perspective in additive manufacturing of foods based on 3D printing“, *Curr. Opin. Food Sci.*, sv. 35, str. 54–64, 2020.
- [40] A. Vafadar, F. Guzzomi, A. Rassau, i K. Hayward, „Advances in metal additive manufacturing: a review of common processes, industrial applications, and current challenges“, *Appl. Sci.*, sv. 11, izd. 3, str. 1213, 2021.
- [41] M. Picard, A. K. Mohanty, i M. Misra, „Recent advances in additive manufacturing of engineering thermoplastics: challenges and opportunities“, *RSC Adv.*, sv. 10, izd. 59, str. 36058–36089, 2020.
- [42] N. S. Moghaddam, A. Jahadakbar, A. Amerinatanzi, i M. Elahinia, „Recent advances in laser-based additive manufacturing“, *Laser-Based Addit. Manuf. Met. Parts*, str. 1–24, 2017.
- [43] H.-J. Steenhuis i L. Pretorius, „Consumer additive manufacturing or 3D printing adoption: an exploratory study“, *J. Manuf. Technol. Manag.*, 2016.

- [44] S. Ford, L. Mortara, i T. Minshall, „The emergence of additive manufacturing: introduction to the special issue“, 2015.
- [45] B. Yoo, H. Ko, i S. Chun, „Presumption perspectives on additive manufacturing: reconfiguration of consumer products with 3D printing“, *Rapid Prototyp. J.*, 2016.
- [46] R. I. Campbell i ostali, „Additive manufacturing as an enabler for enhanced consumer involvement“, *South African J. Ind. Eng.*, sv. 25, izd. 2, str. 67–74, 2014.
- [47] J. Huang, Q. Qin, i J. Wang, „A review of stereolithography: Processes and systems“, *Processes*, sv. 8, izd. 9, str. 1138, 2020.
- [48] I. M. El-Galy, B. I. Saleh, i M. H. Ahmed, „Functionally graded materials classifications and development trends from industrial point of view“, *SN Appl. Sci.*, sv. 1, izd. 11, str. 1–23, 2019.
- [49] M.-J. Pindera, S. M. Arnold, J. Aboudi, i D. Hui, „Use of composites in functionally graded materials“, *Compos. Eng.*, sv. 4, izd. 1, str. 1–145, 1994.
- [50] D. T. Sarathchandra, S. K. Subbu, i N. Venkaiah, „Functionally graded materials and processing techniques: An art of review“, *Mater. today Proc.*, sv. 5, izd. 10, str. 21328–21334, 2018.
- [51] D. T. Reilly i A. H. Burstein, „The mechanical properties of cortical bone“, *JBJS*, sv. 56, izd. 5, str. 1001–1022, 1974.
- [52] T. M. Keaveny i W. C. Hayes, „Trabecular Bone“, *Bone A Treatise*, sv. 7, str. 285, 1992.
- [53] B. Szabó i I. Babuška, *Finite element analysis*. John Wiley & Sons, 1991.
- [54] D. V Hutton, *Fundamentals of finite element analysis*. McGraw-hill, 2004.
- [55] R. Liska i ostali, „Photopolymers for rapid prototyping“, *J. Coatings Technol. Res.*, sv. 4, izd. 4, str. 505–510, 2007.
- [56] T. J. Trout, J. J. Schmieg, W. J. Gambogi, i A. M. Weber, „Optical photopolymers: design and applications“, *Adv. Mater.*, sv. 10, izd. 15, str. 1219–1224, 1998.
- [57] J. M. Dulieu-Barton i M. C. Fulton, „Mechanical properties of a typical stereolithography resin“, *Strain*, sv. 36, izd. 2, str. 81–87, 2000.

- [58] K. Szykiedans i W. Credo, „Mechanical properties of FDM and SLA low-cost 3-D prints“, *Procedia Eng.*, sv. 136, str. 257–262, 2016.
- [59] K. Chockalingam, N. Jawahar, i U. Chandrasekhar, „Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography“, *Rapid Prototyp. J.*, 2006.
- [60] C. Mendes-Felipe, D. Patrocínio, J. M. Laza, L. Ruiz-Rubio, i J. L. Vilas-Vilela, „Evaluation of postcuring process on the thermal and mechanical properties of the Clear02™ resin used in stereolithography“, *Polym. Test.*, sv. 72, str. 115–121, 2018.
- [61] A. C. Uzcategui, A. Muralidharan, V. L. Ferguson, S. J. Bryant, i R. R. McLeod, „Understanding and improving mechanical properties in 3D printed parts using a dual-cure acrylate-based resin for stereolithography“, *Adv. Eng. Mater.*, sv. 20, izd. 12, str. 1800876, 2018.
- [62] N. Chantarapanich, P. Puttawibul, K. Sitthiseripratip, S. Sucharitpwatskul, i S. Chantawerod, „Study of the mechanical properties of photo-cured epoxy resin fabricated by stereolithography process“, *Songklanakarín J. Sci. Technol.*, sv. 35, izd. 1, str. 91–98, 2013.
- [63] Y. Yang, L. Li, i J. Zhao, „Mechanical property modeling of photosensitive liquid resin in stereolithography additive manufacturing: bridging degree of cure with tensile strength and hardness“, *Mater. Des.*, sv. 162, str. 418–428, 2019.
- [64] G. V Salmoria, C. H. Ahrens, M. Fredel, V. Soldi, i A. T. N. Pires, „Stereolithography somos 7110 resin: mechanical behavior and fractography of parts post-cured by different methods“, *Polym. Test.*, sv. 24, izd. 2, str. 157–162, 2005.
- [65] R. Hague, S. Mansour, N. Saleh, i R. Harris, „Materials analysis of stereolithography resins for use in rapid manufacturing“, *J. Mater. Sci.*, sv. 39, izd. 7, str. 2457–2464, 2004.
- [66] V. O. E. Väyrynen, J. Tanner, i P. K. Vallittu, „The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography“, *J. Prosthet. Dent.*, sv. 116, izd. 5, str. 811–817, 2016.
- [67] S. Rai, D. Misra, i A. Misra, „Cone-beam computed tomography assessment of bone using grayscale values in patients with diabetes mellitus. A case–control

- observational study“, *J. Indian Soc. Periodontol.*, sv. 24, izd. 6, str. 560, 2020.
- [68] F. Watari, A. Yokoyama, F. Saso, M. Uo, i T. Kawasaki, „Fabrication and properties of functionally graded dental implant“, *Compos. Part B Eng.*, sv. 28, izd. 1–2, str. 5–11, 1997.
- [69] H. S. Hedia i N. Mahmoud, „Design optimization of functionally graded dental implant“, *Biomed. Mater. Eng.*, sv. 14, izd. 2, str. 133–143, 2004.
- [70] D. Lin, Q. Li, W. Li, i M. V Swain, „Functionally graded dental implant and its effect on bone remodeling“, u *Advanced Materials Research*, 2008, sv. 47, str. 1035–1038.
- [71] C. Zhou i ostali, „Mechanical and biological properties of the micro-/nano-grain functionally graded hydroxyapatite bioceramics for bone tissue engineering“, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, sv. 48, str. 1–11, 2015.
- [72] W. Pompe i ostali, „Functionally graded bioceramics“, u *Materials science forum*, 1999, sv. 308, str. 325–330.
- [73] M. A. F. Afzal, P. Kesarwani, K. M. Reddy, S. Kalmodia, B. Basu, i K. Balani, „Functionally graded hydroxyapatite-alumina-zirconia biocomposite: Synergy of toughness and biocompatibility“, *Mater. Sci. Eng. C*, sv. 32, izd. 5, str. 1164–1173, 2012.
- [74] R. Yoshimoto, M. Murata, T. Akazawa, i M. Arisue, „Effects of functionally graded hydroxyapatite for large mandibular defects in adult rabbits“, *J. hard tissue Biol.*, sv. 19, izd. 1, str. 33–42, 2010.
- [75] M. Mehrali, F. S. Shirazi, M. Mehrali, H. S. C. Metselaar, N. A. Bin Kadri, i N. A. A. Osman, „Dental implants from functionally graded materials“, *J. Biomed. Mater. Res. Part A An Off. J. Soc. Biomater. Japanese Soc. Biomater. Aust. Soc. Biomater. Korean Soc. Biomater.*, sv. 101, izd. 10, str. 3046–3057, 2013.
- [76] S. Arabnejad Khanoki i D. Pasini, „Multiscale design and multiobjective optimization of orthopedic hip implants with functionally graded cellular material“, *J. Biomech. Eng.*, sv. 134, izd. 3, 2012.
- [77] D. D. Lima i ostali, „Laser additive processing of a functionally graded internal fracture fixation plate“, *Mater. Des.*, sv. 130, str. 8–15, 2017.

- [78] D. Lin, Q. Li, W. Li, i M. Swain, „Bone remodeling induced by dental implants of functionally graded materials“, *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater. An Off. J. Soc. Biomater. Japanese Soc. Biomater. Aust. Soc. Biomater. Korean Soc. Biomater.*, sv. 92, izd. 2, str. 430–438, 2010.
- [79] A. Sadollah i A. Bahreininejad, „Optimum gradient material for a functionally graded dental implant using metaheuristic algorithms“, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, sv. 4, izd. 7, str. 1384–1395, 2011.
- [80] A. A. Oshkour, N. A. Abu Osman, Y. H. Yau, F. Tarlochan, i W. A. B. Wan Abas, „Design of new generation femoral prostheses using functionally graded materials: a finite element analysis“, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, sv. 227, izd. 1, str. 3–17, 2013.
- [81] A. O. Ghaziani, R. Soheilifard, i S. Kowsar, „The effect of functionally graded materials on bone remodeling around osseointegrated trans-femoral prostheses“, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, sv. 118, str. 104426, 2021.
- [82] I. Sopyan, M. Mel, S. Ramesh, i K. A. Khalid, „Porous hydroxyapatite for artificial bone applications“, *Sci. Technol. Adv. Mater.*, sv. 8, izd. 1–2, str. 116, 2007.
- [83] V. S. Kattimani, S. Kondaka, i K. P. Lingamaneni, „Hydroxyapatite—Past, present, and future in bone regeneration“, *Bone Tissue Regen. Insights*, sv. 7, str. BTRI-S36138, 2016.
- [84] E. Doustkhah i ostali, „Template-oriented synthesis of hydroxyapatite nanoplates for 3D bone printing“, *J. Mater. Chem. B*, sv. 7, izd. 45, str. 7228–7234, 2019.
- [85] S. H. R. Ali, A. Ashry, i N. Assasa, „3D-Design of Artificial Mandible Using CBCT, CAD and FEA“, *Curr. Trends Biomed. Eng. Biosci.*, sv. 8, izd. 2, str. 28–35, 2017.
- [86] A. Haryńska i ostali, „Processing of Polyester-Urethane Filament and Characterization of FFF 3D Printed Elastic Porous Structures with Potential in Cancellous Bone Tissue Engineering“, *Materials (Basel)*, sv. 13, izd. 19, str. 4457, 2020.
- [87] T. Zhou i ostali, „SLA 3D printing of high quality spine shaped β -TCP bioceramics for the hard tissue repair applications“, *Ceram. Int.*, sv. 46, izd. 6, str. 7609–7614,

2020.

- [88] F. A. Shah, E. Jergéus, A. Chiba, i A. Palmquist, „Osseointegration of 3D printed microalloyed CoCr implants—addition of 0.04% Zr to CoCr does not alter bone material properties“, *J. Biomed. Mater. Res. Part A*, sv. 106, izd. 6, str. 1655–1663, 2018.
- [89] C. Mangano *i ostali*, „Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series“, *3D Print. Med.*, sv. 6, izd. 1, str. 1–14, 2020.
- [90] S. M. Werz, S. J. Zeichner, B. Berg, H. Zeilhofer, i F. Thieringer, „3D printed surgical simulation models as educational tool by maxillofacial surgeons“, *Eur. J. Dent. Educ.*, sv. 22, izd. 3, str. e500–e505, 2018.
- [91] A. S. Rose, C. E. Webster, O. L. A. Harrysson, E. J. Formeister, R. B. Rawal, i C. E. Iseli, „Pre-operative simulation of pediatric mastoid surgery with 3D-printed temporal bone models“, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, sv. 79, izd. 5, str. 740–744, 2015.
- [92] I. Bejleri, S. Noh, J. N. Bufkin, R. Zhou, i D. Wasserman, „Using 3D Rule-Based Modeling to Interactively Visualize “Complete Streets” Design Scenarios“, *Transp. Res. Rec.*, str. 0361198121999051, 2021.
- [93] T. Agius, S. Sabri, i M. Kalantari, „Three-dimensional rule-based city modelling to support urban redevelopment process“, *ISPRS Int. J. Geo-Information*, sv. 7, izd. 10, str. 413, 2018.
- [94] J. Li, Y. Zhang, i D. Kong, „Rule-based procedural modeling of buildings“, u *2012 IEEE International Conference on Computer Science and Automation Engineering (CSAE)*, 2012, sv. 2, str. 450–454.
- [95] L. Yanwen i H. Jiang, „Functions and Characteristics of City Engine and Its Rule-based Modeling in Urban Planning“, *Urban Plan. Int.*, str. 3, 2017.
- [96] F. Khoury, H. Antoun, i P. Missika, *Bone augmentation in oral implantology*. Quintessence Publishing Hanover Park, 2007.
- [97] J. Kiriakou, N. Pandis, P. S. Fleming, P. Madianos, i A. Polychronopoulou, „Reporting quality of systematic review abstracts in leading oral implantology

- journals“, *J. Dent.*, sv. 41, izd. 12, str. 1181–1187, 2013.
- [98] L. Al-Faraje, C. Church, i A. Rathburn, *Surgical and radiologic anatomy for oral implantology*. Quintessence Publishing Company Incorporated Berlin, 2013.
- [99] F. Khoury i A. Hoppe, „Soft tissue management in oral implantology: a review of surgical techniques for shaping an esthetic and functional peri-implant soft tissue structure.“, *Quintessence Int. (Berl.)*, sv. 31, izd. 7, 2000.
- [100] T. De Rouck, K. Collys, I. Wyn, i J. Cosyn, „Instant provisionalization of immediate single-tooth implants is essential to optimize esthetic treatment outcome“, *Clin. Oral Implants Res.*, sv. 20, izd. 6, str. 566–570, 2009.
- [101] R. C. Taylor, A. S. Ghoneim, i E. A. McGlumphy, „An esthetic technique to fill screw-retained fixed prostheses“, *J. Oral Implantol.*, sv. 30, izd. 6, str. 384–385, 2004.
- [102] M. Esposito, Y. Ardebili, i H. V Worthington, „Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants“, *Cochrane database Syst. Rev.*, izd. 7, 2014.
- [103] M. Weinlaender, E. B. Kenney, V. Lekovic, J. Beumer III, P. K. Moy, i S. Lewis, „Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants.“, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, sv. 7, izd. 4, 1992.
- [104] R. M. Meffert, B. Langer, i M. E. Fritz, „Dental implants: a review“, *J. Periodontol.*, sv. 63, izd. 11, str. 859–870, 1992.
- [105] J. Chen, Z. Zhang, X. Chen, C. Zhang, G. Zhang, i Z. Xu, „Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology“, *J. Prosthet. Dent.*, sv. 112, izd. 5, str. 1088–1095, 2014.
- [106] D. C. Smith, „Dental implants: materials and design considerations.“, *Int. J. Prosthodont.*, sv. 6, izd. 2, 1993.
- [107] L. Gaviria, J. P. Salcido, T. Guda, i J. L. Ong, „Current trends in dental implants“, *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, sv. 40, izd. 2, str. 50, 2014.
- [108] C.-C. Huang i ostali, „Novel design of additive manufactured hollow porous implants“, *Dent. Mater.*, sv. 36, izd. 11, str. 1437–1451, 2020.

- [109] N. Cionca, D. Hashim, i A. Mombelli, „Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading?“, *Periodontol. 2000*, sv. 73, izd. 1, str. 241–258, 2017.
- [110] Z. Özkurt i E. Kazazoğlu, „Zirconia dental implants: a literature review“, *J. Oral Implantol.*, sv. 37, izd. 3, str. 367–376, 2011.
- [111] A. D. Schwitalla *i ostali*, „Maximum insertion torque of a novel implant-abutment-interface design for PEEK dental implants“, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, sv. 77, str. 85–89, 2018.
- [112] C. C. Tu, P.-I. Tsai, S.-Y. Chen, M. Y.-P. Kuo, J.-S. Sun, i J. Z.-C. Chang, „3D laser-printed porous Ti6Al4V dental implants for compromised bone support“, *J. Formos. Med. Assoc.*, sv. 119, izd. 1, str. 420–429, 2020.
- [113] A. N. Natali, E. L. Carniel, i P. G. Pavan, „Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants“, *Dent. Mater.*, sv. 24, izd. 4, str. 561–569, 2008.
- [114] E. Bressan *i ostali*, „Nanostructured surfaces of dental implants“, *Int. J. Mol. Sci.*, sv. 14, izd. 1, str. 1918–1931, 2013.
- [115] A. Agusti, „The path to personalised medicine in COPD“, *Thorax*, sv. 69, izd. 9, str. 857–864, 2014.
- [116] J. D. Isaacs i G. Ferraccioli, „The need for personalised medicine for rheumatoid arthritis“, *Ann. Rheum. Dis.*, sv. 70, izd. 1, str. 4–7, 2011.
- [117] V. Heinemann, J. Y. Douillard, M. Ducreux, i M. Peeters, „Targeted therapy in metastatic colorectal cancer—an example of personalised medicine in action“, *Cancer Treat. Rev.*, sv. 39, izd. 6, str. 592–601, 2013.
- [118] B. Doble, D. J. Schofield, T. Roscioli, i J. S. Mattick, „The promise of personalised medicine“, *Lancet*, sv. 387, izd. 10017, str. 433–434, 2016.
- [119] C. Mascaux, P. Tomasini, L. Greillier, i F. Barlesi, „Personalised medicine for nonsmall cell lung cancer“, *Eur. Respir. Rev.*, sv. 26, izd. 146, 2017.
- [120] W. Kalow, „Pharmacogenetics and personalised medicine“, *Fundam. Clin. Pharmacol.*, sv. 16, izd. 5, str. 337–342, 2002.
- [121] X. Chen, L. Xu, Y. Sun, i C. Politis, „A review of computer-aided oral and

- maxillofacial surgery: planning, simulation and navigation“, *Expert Rev. Med. Devices*, sv. 13, izd. 11, str. 1043–1051, 2016.
- [122] L. Y. Orekhova i A. A. Barmasheva, „Doppler flowmetry as a tool of predictive, preventive and personalised dentistry“, *EPMA J.*, sv. 4, izd. 1, str. 1–8, 2013.
- [123] C. Cafiero i S. Matarasso, „Predictive, preventive, personalised and participatory periodontology: ‘the 5Ps age’ has already started“, *EPMA J.*, sv. 4, izd. 1, str. 1–29, 2013.
- [124] C. Xiaojun, Y. Ming, L. Yanping, W. Yiqun, i W. Chengtao, „Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants“, *Comput. Methods Programs Biomed.*, sv. 93, izd. 2, str. 162–173, 2009.
- [125] P. Shen i ostali, „Accuracy evaluation of computer-designed surgical guide template in oral implantology“, *J. Cranio-Maxillofacial Surg.*, sv. 43, izd. 10, str. 2189–2194, 2015.
- [126] D. M. Almog, B. W. Benson, L. Wolfgang, N. L. Frederiksen, i S. L. Brooks, „Computerized Tomography–based Imaging and Surgical Guidance in Oral Implantology“, *J. Oral Implantol.*, sv. 32, izd. 1, str. 14–18, 2006.
- [127] G. Sammartino i ostali, „Stereolithography in oral implantology a comparison of surgical guides“, *Implant Dent.*, sv. 13, izd. 2, str. 133–139, 2004.
- [128] F. Müller, M. Naharro, i G. E. Carlsson, „What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe?“, *Clin. Oral Implants Res.*, sv. 18, str. 2–14, 2007.
- [129] N. J. Kassebaum, E. Bernabé, M. Dahiya, B. Bhandari, C. J. L. Murray, i W. Marcenes, „Global burden of severe tooth loss: a systematic review and meta-analysis“, *J. Dent. Res.*, sv. 93, izd. 7_suppl, str. 20S–28S, 2014.
- [130] L. Tolstunov, J. F. E. Hamrick, V. Broumand, D. Shilo, i A. Rachmiel, „Bone augmentation techniques for horizontal and vertical alveolar ridge deficiency in oral implantology“, *Oral Maxillofac. Surg. Clin.*, sv. 31, izd. 2, str. 163–191, 2019.
- [131] A. E. Gerritsen, P. F. Allen, D. J. Witter, E. M. Bronkhorst, i N. H. J. Creugers, „Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis“, *Health Qual. Life Outcomes*, sv. 8, izd. 1, str. 1–11, 2010.

- [132] M. V. de L. Saintrain i E. H. A. de Souza, „Impact of tooth loss on the quality of life“, *Gerodontology*, sv. 29, izd. 2, str. e632–e636, 2012.
- [133] J. G. Steele i ostali, „How do age and tooth loss affect oral health impacts and quality of life? A study comparing two national samples“, *Community Dent. Oral Epidemiol.*, sv. 32, izd. 2, str. 107–114, 2004.
- [134] D. S. Brennan, A. J. Spencer, i K. F. Roberts-Thomson, „Tooth loss, chewing ability and quality of life“, *Qual. Life Res.*, sv. 17, izd. 2, str. 227–235, 2008.
- [135] D. M. Bowen, „History of dental hygiene research“, *Am. Dent. Hyg. Assoc.*, sv. 87, izd. suppl 1, str. 5–22, 2013.
- [136] D. Busenlechner, R. Fürhauser, R. Haas, G. Watzek, G. Mailath, i B. Pommer, „Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis“, *J. Periodontal Implant Sci.*, sv. 44, izd. 3, str. 102, 2014.
- [137] M. Chanavaz, „Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990).“, *J. Oral Implantol.*, sv. 16, izd. 3, str. 199–209, 1990.
- [138] S. Zafar, Y. Lai, C. Sexton, i A. Siddiqi, „Virtual Reality as a novel educational tool in pre-clinical paediatric dentistry training: Students’ perceptions“, *Int. J. Paediatr. Dent.*, sv. 30, izd. 6, str. 791–797, 2020.
- [139] K. Li, J. K. H. Tsoi, i C. K. Y. Yiu, „The application of novel mussel-inspired compounds in dentistry“, *Dent. Mater.*, 2021.
- [140] R. Bourgi, U. Daood, M. N. Bijle, A. Fawzy, M. Ghaleb, i L. Hardan, „Reinforced universal adhesive by ribose crosslinker: A novel strategy in adhesive dentistry“, *Polymers (Basel)*, sv. 13, izd. 5, str. 704, 2021.
- [141] S. Valizadeh, O. F. Valilai, M. Houshmand, i Z. Vasegh, „A novel digital dentistry platform based on cloud manufacturing paradigm“, *Int. J. Comput. Integr. Manuf.*, sv. 32, izd. 11, str. 1024–1042, 2019.
- [142] F. Aytac, E. S. Karaarslan, M. Agaccioglu, E. Tastan, M. Buldur, i E. Kuyucu, „Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites“, *J. Esthet. Restor. Dent.*, sv. 28, izd. 4, str. 247–

261, 2016.

- [143] S. S. Mantri i S. P. Mantri, „The nano era in dentistry“, *J. Nat. Sci. Biol. Med.*, sv. 4, izd. 1, str. 39, 2013.
- [144] J. C. M. Souza, M. S. T. Correia, B. Henriques, A. P. N. de Oliveira, F. S. Silva, i J. R. Gomes, „Micro-scale abrasion wear of novel biomedical PEEK-matrix composites for restorative dentistry“, *Surf. Topogr. Metrol. Prop.*, sv. 7, izd. 1, str. 15019, 2019.
- [145] F. Nogata i H. Takahashi, „Intelligent functionally graded material: bamboo“, *Compos. Eng.*, sv. 5, izd. 7, str. 743–751, 1995.
- [146] S. K. Bohidar, R. Sharma, i P. R. Mishra, „Functionally graded materials: A critical review“, *Int. J. Res.*, sv. 1, izd. 4, str. 289–301, 2014, [Na internetu]. Dostupno na: <https://journals.pen2print.org/index.php/ijr/article/view/378#.XO0ZqXktAjs.mendel ey>.
- [147] J. K. Gong, J. S. Arnold, i S. H. Cohn, „Composition of trabecular and cortical bone“, *Anat. Rec.*, sv. 149, izd. 3, str. 325–331, 1964.
- [148] J. A. Hipp, A. Jansujwicz, C. A. Simmons, i B. D. Snyder, „Trabecular bone morphology from micro-magnetic resonance imaging“, *J. Bone Miner. Res.*, sv. 11, izd. 2, str. 286–292, 1996.
- [149] D. B. Burr, „Bone morphology and organization“, u *Basic and applied bone biology*, Elsevier, 2019, str. 3–26.
- [150] B. Clarke, „Normal bone anatomy and physiology“, *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.*, sv. 3, izd. Supplement 3, str. S131–S139, 2008.
- [151] J.-P. Kruth, X. Wang, T. Laoui, i L. Froyen, „Lasers and materials in selective laser sintering“, *Assem. Autom.*, 2003.
- [152] E. Seeman, „Bone quality: the material and structural basis of bone strength“, *J. Bone Miner. Metab.*, sv. 26, izd. 1, str. 1–8, 2008.
- [153] J. Compston, „Bone quality: what is it and how is it measured?“, *Arq. Bras. Endocrinol. Metabol.*, sv. 50, izd. 4, str. 579–585, 2006.
- [154] D. R. Carter, D. P. Fyhrie, i R. T. Whalen, „Trabecular bone density and loading

- history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy“, *J. Biomech.*, sv. 20, izd. 8, str. 785–794, 1987.
- [155] Y. L. Yap, C. Wang, S. L. Sing, V. Dikshit, W. Y. Yeong, i J. Wei, „Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks“, *Precis. Eng.*, sv. 50, str. 275–285, 2017, doi: 10.1016/j.precisioneng.2017.05.015.
- [156] H. Sirringhaus i T. Shimoda, „Inkjet printing of functional materials“, *MRS Bull.*, sv. 28, izd. 11, str. 802–806, 2003.
- [157] S. M. Swartz, A. Parker, i C. Huo, „Theoretical and empirical scaling patterns and topological homology in bone trabeculae.“, *J. Exp. Biol.*, sv. 201, izd. 4, str. 573–590, 1998.
- [158] M. V Swain i J. Xue, „State of the art of Micro-CT applications in dental research“, *Int. J. Oral Sci.*, sv. 1, izd. 4, str. 177–188, 2009.
- [159] E. Hamed, I. Jasiuk, A. Yoo, Y. Lee, i T. Liszka, „Multi-scale modelling of elastic moduli of trabecular bone“, *J. R. Soc. Interface*, sv. 9, izd. 72, str. 1654–1673, 2012.
- [160] R. H. Chole, R. N. Patil, S. Balsaraf Chole, S. Gondivkar, A. R. Gadbail, i M. B. Yuwanati, „Association of mandible anatomy with age, gender, and dental status: a radiographic study“, *Int. Sch. Res. Not.*, sv. 2013, 2013.
- [161] M. R. Norton i C. Gamble, „Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan“, *Clin. Oral Implants Res.*, sv. 12, izd. 1, str. 79–84, 2001.
- [162] D. C. Holmes i J. T. Loftus, „Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants.“, *J. Oral Implantol.*, sv. 23, izd. 3, str. 104–111, 1997.
- [163] J.-S. Oh i S.-G. Kim, „Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment“, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, sv. 113, izd. 3, str. e35–e40, 2012.
- [164] F. Salimov, U. Tatli, M. Kürkçü, M. Akoğlan, H. Öztunç, i C. Kurtoğlu, „Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study“, *Clin. Oral Implants Res.*, sv. 25, izd. 9, str. 1016–1021, 2014.

- [165] Y. Fujita *i ostali*, „CBCT analysis of the tissue thickness at immediate implant placement with contour augmentation in the maxillary anterior zone: a 1-year prospective clinical study“, *Int. J. Implant Dent.*, sv. 7, izd. 1, str. 1–9, 2021.
- [166] H. Gluckman, C. C. Pontes, i J. Du Toit, „Radial plane tooth position and bone wall dimensions in the anterior maxilla: A CBCT classification for immediate implant placement“, *J. Prosthet. Dent.*, sv. 120, izd. 1, str. 50–56, 2018.
- [167] G. Fokas, V. M. Vaughn, W. C. Scarfe, i M. M. Bornstein, „Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review“, *Clin. Oral Implants Res.*, sv. 29, str. 393–415, 2018.
- [168] T. E. Shatkin i C. A. Petrotto, „Mini dental implants: a retrospective analysis of 5640 implants placed over a 12-year period.“, *Compend. Contin. Educ. Dent. (Jamesburg, NJ 1995)*, sv. 33, str. 2–9, 2012.
- [169] T. R. Yochum i L. J. Rowe, „Essentials of skeletal radiology“, 1987.
- [170] H. E. Johns i J. R. Cunningham, „The physics of radiology“, 1983.
- [171] J. F. Brailsford, *The radiology of bones and joints*. J. & A. Churchill, 1953.
- [172] W. De Vos, J. Casselman, i G. R. J. Swennen, „Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature“, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, sv. 38, izd. 6, str. 609–625, 2009.
- [173] D. Dalessandri *i ostali*, „Advantages of cone beam computed tomography (CBCT) in the orthodontic treatment planning of cleidocranial dysplasia patients: a case report“, *Head Face Med.*, sv. 7, izd. 1, str. 1–9, 2011.
- [174] G. L. Machado, „CBCT imaging—A boon to orthodontics“, *Saudi Dent. J.*, sv. 27, izd. 1, str. 12–21, 2015.
- [175] J. P. Woelber, J. Fleiner, J. Rau, P. Ratka-Krüger, i C. Hannig, „Accuracy and Usefulness of CBCT in Periodontology: A Systematic Review of the Literature.“, *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, sv. 38, izd. 2, 2018.
- [176] I. Macleod i N. Heath, „Cone-beam computed tomography (CBCT) in dental practice“, *Dent. Update*, sv. 35, izd. 9, str. 590–598, 2008.

- [177] K. Kamburoğlu i S. Kursun, „A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities“, *Int. Endod. J.*, sv. 43, izd. 9, str. 798–807, 2010.
- [178] M. Loubele *i ostali*, „Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications“, *Eur. J. Radiol.*, sv. 71, izd. 3, str. 461–468, 2009.
- [179] J. Bian, J. Wang, X. Han, E. Y. Sidky, L. Shao, i X. Pan, „Optimization-based image reconstruction from sparse-view data in offset-detector CBCT“, *Phys. Med. Biol.*, sv. 58, izd. 2, str. 205, 2012.
- [180] K. H. Höhne *i ostali*, „3D visualization of tomographic volume data using the generalized voxel model“, *Vis. Comput.*, sv. 6, izd. 1, str. 28–36, 1990.
- [181] L. Westover, „Interactive volume rendering“, u *Proceedings of the 1989 Chapel Hill workshop on Volume visualization*, 1989, str. 9–16.
- [182] R. A. Drebin, L. Carpenter, i P. Hanrahan, „Volume rendering“, *ACM Siggraph Comput. Graph.*, sv. 22, izd. 4, str. 65–74, 1988.
- [183] P. Bhanirantka i Y. Demange, „OpenGL volumizer: a toolkit for high quality volume rendering of large data sets“, u *Symposium on Volume Visualization and Graphics, 2002. Proceedings. IEEE/ACM SIGGRAPH*, 2002, str. 45–53.
- [184] K.-C. Wang, N. Shareef, i H.-W. Shen, „Image and distribution based volume rendering for large data sets“, u *2018 IEEE Pacific Visualization Symposium (PacificVis)*, 2018, str. 26–35.
- [185] P. Mah, T. E. Reeves, W. D. McDavid, P. Mah, i W. D. McDavid, „Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography“, *Dentomaxillofacial Radiol.*, sv. 39, izd. 6, str. 323–335, 2010, doi: 10.1259/dmfr/19603304.
- [186] T. D. DenOtter i J. Schubert, „Hounsfield Unit“, 2019.
- [187] R. B. Fonseca *i ostali*, „Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age“, *Arch. Oral Biol.*, sv. 53, izd. 11, str. 1023–1029, 2008.

- [188] T. Razi, M. Niknami, i F. A. Ghazani, „Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT“, *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects*, sv. 8, izd. 2, str. 107, 2014.
- [189] R. Pauwels, R. Jacobs, S. R. Singer, i M. Mupparapu, „CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable?“, *Dentomaxillofacial Radiol.*, sv. 44, izd. 1, str. 20140238, 2015.
- [190] R. Molteni, „Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography“, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, sv. 116, izd. 1, str. 105–119, 2013.
- [191] N. Kamaruddin, Z. A. Rajion, A. Yusof, i M. E. Aziz, „Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT“, u *AIP Conference Proceedings*, 2016, sv. 1791, izd. 1, str. 20005.
- [192] P. Suetens *i ostali*, „Image segmentation: methods and applications in diagnostic radiology and nuclear medicine“, *Eur. J. Radiol.*, sv. 17, izd. 1, str. 14–21, 1993.
- [193] Z. Liang, J. R. MacFall, i D. P. Harrington, „Parameter estimation and tissue segmentation from multispectral MR images“, *IEEE Trans. Med. Imaging*, sv. 13, izd. 3, str. 441–449, 1994.
- [194] M. Loubele, F. Maes, F. Schutyser, G. Marchal, R. Jacobs, i P. Suetens, „Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study“, *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, sv. 102, izd. 2, str. 225–234, 2006.
- [195] M. Kachelrieß i W. A. Kalender, „Presampling, algorithm factors, and noise: Considerations for CT in particular and for medical imaging in general“, *Med. Phys.*, sv. 32, izd. 5, str. 1321–1334, 2005.
- [196] E. C. Ehman *i ostali*, „Methods for clinical evaluation of noise reduction techniques in abdominopelvic CT“, *Radiographics*, sv. 34, izd. 4, str. 849–862, 2014.
- [197] F. Beguet, J.-L. Mari, T. Cresson, M. Schmittbuhl, i J. A. De Guise, „Automatic Extraction of Complex 3D Structures Application to the Inner Ear Segmentation from Cone Beam CT Digital Volumes.“, u *3DOR@ Eurographics*, 2018, str. 17–20.
- [198] P. Mildenerger, M. Eichelberg, i E. Martin, „Introduction to the DICOM standard“,

- Eur. Radiol.*, sv. 12, izd. 4, str. 920–927, 2002.
- [199] S. Redemann *i ostali*, „The segmentation of microtubules in electron tomograms using Amira“, u *Mitosis*, Springer, 2014, str. 261–278.
- [200] A. Galibourg, J. Dumoncel, N. Telmon, A. Calvet, J. Michetti, i D. Maret, „Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method“, *Dentomaxillofacial Radiol.*, sv. 47, izd. 1, str. 20170220, 2017.
- [201] T. Hirai i L. Chen, „Recent and prospective development of functionally graded materials in Japan“, u *Materials Science Forum*, 1999, sv. 308, str. 509–514.
- [202] A. J. Markworth, K. S. Ramesh, i W. P. Parks, „Modelling studies applied to functionally graded materials“, *J. Mater. Sci.*, sv. 30, izd. 9, str. 2183–2193, 1995.
- [203] J. J. Sobczak i L. Drenchev, „Metallic functionally graded materials: a specific class of advanced composites“, *J. Mater. Sci. Technol.*, sv. 29, izd. 4, str. 297–316, 2013.
- [204] I. Matuła, G. Dercz, i J. Barczyk, „Titanium/Zirconium functionally graded materials with porosity gradients for potential biomedical applications“, *Mater. Sci. Technol.*, 2019.
- [205] Y. Xiong *i ostali*, „Effects of porosity gradient pattern on mechanical performance of additive manufactured Ti-6Al-4V functionally graded porous structure“, *Mater. Des.*, str. 109911, 2021.
- [206] G. E. Knoppers, J. W. Gunnink, J. Van Den Hout, i W. Van Vliet, „The reality of functionally graded material products“, u *Intelligent Production Machines and Systems: First I* PROMS Virtual Conference*, Elsevier, Amsterdam, 2005, str. 467–474.
- [207] A. Reichardt *i ostali*, „Advances in additive manufacturing of metal-based functionally graded materials“, *Int. Mater. Rev.*, sv. 66, izd. 1, str. 1–29, 2021.
- [208] T. Niendorf *i ostali*, „Functionally graded alloys obtained by additive manufacturing“, *Adv. Eng. Mater.*, sv. 16, izd. 7, str. 857–861, 2014.
- [209] U. Scheithauer *i ostali*, „Ceramic-based 4D components: additive manufacturing (AM) of ceramic-based functionally graded materials (FGM) by thermoplastic 3D printing (T3DP)“, *Materials (Basel)*, sv. 10, izd. 12, str. 1368, 2017.

- [210] Y. Chen i F. Liou, „Additive manufacturing of metal functionally graded materials: a review“, 2018.
- [211] L. D. Bobbio *i ostali*, „Additive manufacturing of a functionally graded material from Ti-6Al-4V to Invar: Experimental characterization and thermodynamic calculations“, *Acta Mater.*, sv. 127, str. 133–142, 2017.
- [212] P. Muller, P. Mognol, i J.-Y. Hascoet, „Modeling and control of a direct laser powder deposition process for Functionally Graded Materials (FGM) parts manufacturing“, *J. Mater. Process. Technol.*, sv. 213, izd. 5, str. 685–692, 2013.
- [213] S.-I. Park, D. W. Rosen, S. Choi, i C. E. Duty, „Effective mechanical properties of lattice material fabricated by material extrusion additive manufacturing“, *Addit. Manuf.*, sv. 1, str. 12–23, 2014.
- [214] S. Sun, M. Brandt, i M. Easton, „Powder bed fusion processes: An overview“, *Laser Addit. Manuf.*, str. 55–77, 2017.
- [215] C. Y. Yap *i ostali*, „Review of selective laser melting: Materials and applications“, *Appl. Phys. Rev.*, sv. 2, izd. 4, str. 41101, 2015.
- [216] L. E. Murr *i ostali*, „Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies“, *J. Mater. Sci. Technol.*, sv. 28, izd. 1, str. 1–14, 2012.
- [217] M. Baumers, C. Tuck, i R. Hague, „Selective heat sintering versus laser sintering: comparison of deposition rate, process energy consumption and cost performance“, u *SFF proceedings*, 2015, str. 109–121.
- [218] I. Gibson, D. Rosen, i B. Stucker, „Directed energy deposition processes“, u *Additive manufacturing technologies*, Springer, 2015, str. 245–268.
- [219] J. Dilag, T. Chen, S. Li, i S. A. Bateman, „Design and direct additive manufacturing of three-dimensional surface micro-structures using material jetting technologies“, *Addit. Manuf.*, sv. 27, str. 167–174, 2019.
- [220] I. Q. Vu, L. B. Bass, C. B. Williams, i D. A. Dillard, „Characterizing the effect of print orientation on interface integrity of multi-material jetting additive manufacturing“, *Addit. Manuf.*, sv. 22, str. 447–461, 2018.

- [221] A. Davoudinejad *i ostali*, „Additive manufacturing with vat polymerization method for precision polymer micro components production“, *Procedia CIRP*, sv. 75, str. 98–102, 2018.
- [222] A. Gebhardt, „Understanding additive manufacturing“, 2011.
- [223] H. Al Jassmi, F. Al Najjar, i A.-H. I. Mourad, „Large-scale 3D printing: the way forward“, u *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 2018, sv. 324, izd. 1, str. 12088.
- [224] A. Kjar i Y. Huang, „Application of micro-scale 3D printing in pharmaceuticals“, *Pharmaceutics*, sv. 11, izd. 8, str. 390, 2019.
- [225] Y. Pan, C. Zhou, i Y. Chen, „A fast mask projection stereolithography process for fabricating digital models in minutes“, 2012.
- [226] Q. Lian, F. Yang, H. Xin, i D. Li, „Oxygen-controlled bottom-up mask-projection stereolithography for ceramic 3D printing“, *Ceram. Int.*, sv. 43, izd. 17, str. 14956–14961, 2017.
- [227] J. R. Tumbleston *i ostali*, „Continuous liquid interface production of 3D objects“, *Science (80-.)*, sv. 347, izd. 6228, str. 1349–1352, 2015.
- [228] M. Daneshmand *i ostali*, „3d scanning: A comprehensive survey“, *arXiv Prepr. arXiv1801.08863*, 2018.
- [229] F. Remondino, „From point cloud to surface: the modeling and visualization problem“, *Int. Arch. Photogramm. Remote Sens. Spat. Inf. Sci.*, sv. 34, 2003.
- [230] M. Botsch, L. Kobbelt, M. Pauly, P. Alliez, i B. Lévy, *Polygon mesh processing*. CRC press, 2010.
- [231] W. Schroeder, K. M. Martin, i W. E. Lorensen, *The visualization toolkit an object-oriented approach to 3D graphics*. Prentice-Hall, Inc., 1998.
- [232] F. Cirak, M. Ortiz, i P. Schröder, „Subdivision surfaces: a new paradigm for thin-shell finite-element analysis“, *Int. J. Numer. Methods Eng.*, sv. 47, izd. 12, str. 2039–2072, 2000.
- [233] J. Stam, „Exact evaluation of Catmull-Clark subdivision surfaces at arbitrary parameter values“, u *Proceedings of the 25th annual conference on Computer*

graphics and interactive techniques, 1998, str. 395–404.

- [234] L. Piegl, „On NURBS: a survey“, *IEEE Ann. Hist. Comput.*, sv. 11, izd. 01, str. 55–71, 1991.
- [235] V. Shapiro, „Solid Modeling.“, *Handb. Comput. aided Geom. Des.*, sv. 20, str. 473–518, 2002.
- [236] M. Stavric i O. Marina, „Parametric modeling for advanced architecture“, *Int. J. Appl. Math. informatics*, sv. 5, izd. 1, str. 9–16, 2011.
- [237] J. P. Y. Wong, R. W. H. Lau, i L. Ma, „Virtual 3d sculpting“, *J. Vis. Comput. Animat.*, sv. 11, izd. 3, str. 155–166, 2000.
- [238] R. Minetto, N. Volpato, J. Stolfi, R. M. M. H. Gregori, i M. V. G. Da Silva, „An optimal algorithm for 3D triangle mesh slicing“, *Comput. Des.*, sv. 92, str. 1–10, 2017.
- [239] G. Oster i N.-L. Yang, „Photopolymerization of vinyl monomers“, *Chem. Rev.*, sv. 68, izd. 2, str. 125–151, 1968.
- [240] F. Liravi, S. Das, i C. Zhou, „Separation force analysis based on cohesive delamination model for bottom-up stereolithography using finite element analysis“, u *Solid Freeform Fabrication Symposium*, 2014, sv. 1, str. 1432–1451.
- [241] J. Jin, J. Yang, H. Mao, i Y. Chen, „A vibration-assisted method to reduce separation force for stereolithography“, *J. Manuf. Process.*, sv. 34, str. 793–801, 2018.
- [242] H. Ye, A. Venketeswaran, S. Das, i C. Zhou, „Investigation of separation force for constrained-surface stereolithography process from mechanics perspective“, *Rapid Prototyp. J.*, 2017.
- [243] Y. Pan, H. He, J. Xu, i A. Feinerman, „Study of separation force in constrained surface projection stereolithography“, *Rapid Prototyp. J.*, 2017.
- [244] X. Wu, C. Xu, i Z. Zhang, „Flexible film separation analysis of LCD based mask stereolithography“, *J. Mater. Process. Technol.*, sv. 288, str. 116916, 2021.
- [245] L. J. Hornbeck, „Digital light processing for high-brightness high-resolution applications“, u *Projection Displays III*, 1997, sv. 3013, str. 27–40.

- [246] L. J. Hornbeck, „Digital light processing and MEMS: An overview“, u *Digest IEEE/Leos 1996 Summer Topical Meeting. Advanced Applications of Lasers in Materials and Processing*, 1996, str. 7–8.
- [247] J. Valentinčič, M. Peroša, M. Jerman, I. Sabotin, i A. Lebar, „Low cost printer for DLP stereolithography“, *Strojniški vestnik-Journal Mech. Eng.*, sv. 63, izd. 10, str. 559–566, 2017.
- [248] A. Unkovskiy, F. Schmidt, F. Beuer, P. Li, S. Spintzyk, i P. Kraemer Fernandez, „Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis“, *J. Clin. Med.*, sv. 10, izd. 5, str. 1070, 2021.
- [249] C. Zhou, Y. Chen, Z. Yang, i B. Khoshnevis, „Digital material fabrication using mask-image-projection-based stereolithography“, *Rapid Prototyp. J.*, 2013.
- [250] J. Bennett, „Measuring UV curing parameters of commercial photopolymers used in additive manufacturing“, *Addit. Manuf.*, sv. 18, str. 203–212, 2017.
- [251] J. Y. H. Fuh, L. Lu, C. C. Tan, Z. X. Shen, i S. Chew, „Curing characteristics of acrylic photopolymer used in stereolithography process“, *Rapid Prototyp. J.*, 1999.
- [252] S. Krishnan, J. Y. Murthy, i S. V Garimella, „Direct simulation of transport in open-cell metal foam“, 2006.
- [253] M. W. D. Van der Burg, V. Shulmeister, E. Van der Geissen, i R. Marissen, „On the linear elastic properties of regular and random open-cell foam models“, *J. Cell. Plast.*, sv. 33, izd. 1, str. 31–54, 1997.
- [254] D. P. Fyhrie i D. R. Carter, „A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology“, *J. Orthop. Res.*, sv. 4, izd. 3, str. 304–317, 1986.
- [255] T. Gross, T. L. Kivell, M. M. Skinner, N. H. Nguyen, i D. H. Pahr, „A CT-image-based framework for the holistic analysis of cortical and trabecular bone morphology“, *Palaeontol. Electron.*, sv. 17, izd. 3, str. 13, 2014.
- [256] P. Zysset, R. W. Goulet, i S. J. Hollister, „A global relationship between trabecular bone morphology and homogenized elastic properties“, 1998.
- [257] S. A. Goldstein, L. S. Matthews, J. L. Kuhn, i S. J. Hollister, „Trabecular bone

- remodeling: an experimental model“, *J. Biomech.*, sv. 24, str. 135–150, 1991.
- [258] W. J. Whitehouse, „The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone“, *J. Microsc.*, sv. 101, izd. 2, str. 153–168, 1974.
- [259] P. Müller, P. Wonka, S. Haegler, A. Ulmer, i L. Van Gool, „Procedural modeling of buildings“, u *ACM SIGGRAPH 2006 Papers*, 2006, str. 614–623.
- [260] Y. I. H. Parish i P. Müller, „Procedural modeling of cities“, u *Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 2001, str. 301–308.
- [261] E. Whiting, J. Ochsendorf, i F. Durand, „Procedural modeling of structurally-sound masonry buildings“, u *ACM SIGGRAPH Asia 2009 papers*, 2009, str. 1–9.
- [262] M. Schwarz i P. Müller, „Advanced procedural modeling of architecture“, *ACM Trans. Graph.*, sv. 34, izd. 4, str. 1–12, 2015.
- [263] L. Krecklau i L. Kobbelt, „Procedural modeling of interconnected structures“, u *Computer Graphics Forum*, 2011, sv. 30, izd. 2, str. 335–344.
- [264] J. Guo i ostali, „Inverse Procedural Modeling of Branching Structures by Inferring L-Systems“, *ACM Trans. Graph.*, sv. 39, izd. 5, str. 1–13, 2020.
- [265] E. Goffredo, „A tool for procedural destruction in Houdini shattering+ dynamics“, *Masters. Bournemouth Univ.*, 2010.
- [266] J. J. Medina, J. M. Maley, S. Sannapareddy, N. N. Medina, C. M. Gilman, i J. E. McCormack, „A rapid and cost-effective pipeline for digitization of museum specimens with 3D photogrammetry“, *PLoS One*, sv. 15, izd. 8, str. e0236417, 2020.
- [267] E. B. Elkins, „Simulating Destruction Effects in SideFX Houdini“, 2020.
- [268] J. F. McCabe i T. E. Carrick, „A statistical approach to the mechanical testing of dental materials“, *Dent. Mater.*, sv. 2, izd. 4, str. 139–142, 1986.
- [269] J. F. McCabe, D. C. Watts, H. J. Wilson, i H. V Worthington, „An investigation of test-house variability in the mechanical testing of dental materials and the statistical treatment of results“, *J. Dent.*, sv. 18, izd. 2, str. 90–97, 1990.
- [270] L. G. Lovell, H. Lu, J. E. Elliott, J. W. Stansbury, i C. N. Bowman, „The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins“, *Dent. Mater.*, sv. 17, izd. 6,

str. 504–511, 2001.

- [271] P. Sevilla, C. Sandino, M. Arciniegas, J. Martínez-Gomis, M. Peraire, i F. J. Gil, „Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants“, *Mater. Sci. Eng. C*, sv. 30, izd. 1, str. 14–19, 2010.
- [272] K. Komvopoulos, *Mechanical testing of engineering materials*. Cognella, 2017.
- [273] S. A. Goldstein, „The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function“, *J. Biomech.*, sv. 20, izd. 11–12, str. 1055–1061, 1987.
- [274] J. Galante, W. Rostoker, i R. D. Ray, „Physical properties of trabecular bone“, *Calcif. Tissue Res.*, sv. 5, izd. 1, str. 236–246, 1970.
- [275] J.-Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, i P. Zioupos, „Mechanical properties and the hierarchical structure of bone“, *Med. Eng. Phys.*, sv. 20, izd. 2, str. 92–102, 1998.
- [276] E. F. Morgan i T. M. Keaveny, „Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site“, *J. Biomech.*, sv. 34, izd. 5, str. 569–577, 2001.
- [277] B. Helgason, E. Perilli, E. Schileo, F. Taddei, S. Brynjólfsson, i M. Viceconti, „Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review“, *Clin. Biomech.*, sv. 23, izd. 2, str. 135–146, 2008.
- [278] D. L. Kopperdahl i T. M. Keaveny, „Yield strain behavior of trabecular bone“, *J. Biomech.*, sv. 31, izd. 7, str. 601–608, 1998.
- [279] F. Levrero-Florencio, L. Margetts, E. Sales, S. Xie, K. Manda, i P. Pankaj, „Evaluating the macroscopic yield behaviour of trabecular bone using a nonlinear homogenisation approach“, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, sv. 61, str. 384–396, 2016.
- [280] A. A. G. Requicha i H. B. Voelcker, „Constructive solid geometry“, 1977.
- [281] G. Wyvill i T. L. Kunii, „A functional model for constructive solid geometry“, *Vis. Comput.*, sv. 1, izd. 1, str. 3–14, 1985.
- [282] D. Modrić, I. Kovačić, i V. Cviljušac, „Anisotropic Mechanical Properties of Materials in Stereolithographic Additive Manufacturing“, *Teh. Vjesn.*, sv. 27, izd. 6, str. 1748–1753, 2020.

- [283] I. Stroud i P. C. Xirouchakis, „STL and extensions“, *Adv. Eng. Softw.*, sv. 31, izd. 2, str. 83–95, 2000.
- [284] M. Szilvsi-Nagy i G. Y. Matyasi, „Analysis of STL files“, *Math. Comput. Model.*, sv. 38, izd. 7–9, str. 945–960, 2003.
- [285] E. Levine, B. Daniel, S. Vasanawala, B. Hargreaves, i M. Saranathan, „3D Cartesian MRI with compressed sensing and variable view sharing using complementary poisson-disc sampling“, *Magn. Reson. Med.*, sv. 77, izd. 5, str. 1774–1785, 2017.
- [286] A. Hekmatnejad, X. Emery, i J. A. Vallejos, „Robust estimation of the fracture diameter distribution from the true trace length distribution in the Poisson-disc discrete fracture network model“, *Comput. Geotech.*, sv. 95, str. 137–146, 2018.
- [287] M. H. Moghari, M. Uecker, S. Roujol, M. Sabbagh, T. Geva, i A. J. Powell, „Accelerated whole-heart MR angiography using a variable-density poisson-disc undersampling pattern and compressed sensing reconstruction“, *Magn. Reson. Med.*, sv. 79, izd. 2, str. 761–769, 2018.
- [288] A. Chaaban, J.-M. Morvan, i M.-S. Alouini, „Free-space optical communications: Capacity bounds, approximations, and a new sphere-packing perspective“, *IEEE Trans. Commun.*, sv. 64, izd. 3, str. 1176–1191, 2016.
- [289] M. Hifi i L. Yousef, „A local search-based method for sphere packing problems“, *Eur. J. Oper. Res.*, sv. 274, izd. 2, str. 482–500, 2019.
- [290] T. C. Hales, „The sphere packing problem“, *J. Comput. Appl. Math.*, sv. 44, izd. 1, str. 41–76, 1992.
- [291] M. N. Gamito i S. C. Maddock, „Fast Poisson-Disc Sample Generation in n-Dimensional Space by Subdivision Refinement“. Accessed: Sep, 2017.
- [292] D.-M. Yan, J.-W. Guo, B. Wang, X.-P. Zhang, i P. Wonka, „A survey of blue-noise sampling and its applications“, *J. Comput. Sci. Technol.*, sv. 30, izd. 3, str. 439–452, 2015.
- [293] D. Weaire, J. P. Kermode, i J. Wejchert, „On the distribution of cell areas in a Voronoi network“, *Philos. Mag. B*, sv. 53, izd. 5, str. L101–L105, 1986.
- [294] C. N. Vasconcelos, A. Sá, P. C. Carvalho, i M. Gattass, „Lloyd’s algorithm on

- GPU“, u *International Symposium on Visual Computing*, 2008, str. 953–964.
- [295] J. Huang, R. Yagel, V. Filippov, i Y. Kurzion, „An accurate method for voxelizing polygon meshes“, u *IEEE symposium on volume visualization (Cat. No. 989EX300)*, 1998, str. 119–126.
- [296] E. Turner i A. Zakhor, „Watertight planar surface meshing of indoor point-clouds with voxel carving“, u *2013 International Conference on 3D Vision-3DV 2013*, 2013, str. 41–48.
- [297] K. Museth, „VDB: High-resolution sparse volumes with dynamic topology“, *ACM Trans. Graph.*, sv. 32, izd. 3, str. 1–22, 2013.
- [298] K. Museth i ostali, „OpenVDB: an open-source data structure and toolkit for high-resolution volumes“, u *Acm siggraph 2013 courses*, 2013, str. 1.
- [299] K. Museth, N. Avramoussis, i D. Bailey, „OpenVDB“, u *ACM SIGGRAPH 2019 Courses*, 2019, str. 1–56.
- [300] N. Gharachorloo, S. Gupta, R. F. Sproull, i I. E. Sutherland, „A characterization of ten rasterization techniques“, u *Proceedings of the 16th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 1989, str. 355–368.
- [301] J. Wang i G. Yao, „Obj three-dimensional model file format in OpenGL, input and processing“, *Comput. Knowl. Technol.*, sv. 10, str. 68, 2011.
- [302] C. Zerouni, *Houdini on the spot: power user tips and techniques*. CRC Press, 2012.
- [303] H. Jia, „The explosion effect: A custom volume FX production pipeline“. Clemson University, 2012.
- [304] M. M. M. Sarcar, K. M. Rao, i K. L. Narayan, *Computer aided design and manufacturing*. PHI Learning Pvt. Ltd., 2008.
- [305] B. Wördenweber, „Finite element mesh generation“, *Comput. Des.*, sv. 16, izd. 5, str. 285–291, 1984.
- [306] K. Ho-Le, „Finite element mesh generation methods: a review and classification“, *Comput. Des.*, sv. 20, izd. 1, str. 27–38, 1988.
- [307] Q. Zhou, E. Grinspun, D. Zorin, i A. Jacobson, „Mesh arrangements for solid geometry“, *ACM Trans. Graph.*, sv. 35, izd. 4, str. 1–15, 2016.

- [308] N. Sapidis i R. Perucchio, „Advanced techniques for automatic finite element meshing from solid models“, *Comput. Des.*, sv. 21, izd. 4, str. 248–253, 1989.
- [309] J. Gao, W. Xu, i Z. Ding, „3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices“, *Comput. Methods Programs Biomed.*, sv. 82, izd. 2, str. 97–105, 2006.
- [310] J. Zhang, D. Malcolm, J. Hislop-Jambrich, C. D. L. Thomas, i P. Nielsen, „Automatic meshing of femur cortical surfaces from clinical CT images“, u *Workshop on Mesh Processing in Medical Image Analysis*, 2012, str. 40–48.
- [311] E. J. Calabrese, „Biphasic dose responses in biology, toxicology and medicine: accounting for their generalizability and quantitative features“, *Environ. Pollut.*, sv. 182, str. 452–460, 2013.
- [312] E. J. Calabrese, „Nitric oxide: biphasic dose responses“, *Crit. Rev. Toxicol.*, sv. 31, izd. 4–5, str. 489–501, 2001.
- [313] E. J. Calabrese, „Opiates: biphasic dose responses“, *Crit. Rev. Toxicol.*, sv. 31, izd. 4–5, str. 585–604, 2001.
- [314] D. J. Hinman, „Biphasic dose-response relationship for effects of toluene inhalation on locomotor activity“, *Pharmacol. Biochem. Behav.*, sv. 26, izd. 1, str. 65–69, 1987.
- [315] Y.-Y. Huang, A. C.-H. Chen, J. D. Carroll, i M. R. Hamblin, „Biphasic dose response in low level light therapy“, *Dose-response*, sv. 7, izd. 4, str. dose-response, 2009.

7. PRILOZI

7.1. POPIS SLIKA

Slika 1. Mrežaste strukture različite gustoće	2
Slika 2. FEA simulacija opterećenja čeljusti	3
Slika 3. 3D modeli mini dentalnih implantata	15
Slika 4. Vizualizacija vokseliziranog 3D modela kugle	17
Slika 5. Princip rada „top-down“ laserske stereolitografije	30
Slika 6. Princip rada laserske „bottom-up“ stereolitografije	33
Slika 7. Princip rada DLP „bottom up“ stereolitografije	34
Slika 8. Anycubic Photon S	39
Slika 9. Anycubic Photon Mono X	39
Slika 10. Spone debljine 0.2 mm	42
Slika 11. Spone debljine 0.3 mm	42
Slika 12. Spone debljine 0.5 mm	43
Slika 13. Spone debljine 0.8 mm	43
Slika 14. Prostorne orijentacije epruveta na radnoj površini 3D printera	58
Slika 15. Test savijanja u tri točke na univerzalnoj kidalici	59
Slika 16 - Orijentacije slojeva epruveta pri testu savijanja u tri točke	60
Slika 17. Dijagram operatora i proces izrade modela	67
Slika 18. Razmještaj točaka pomoću Scatter operatora	68
Slika 19. Generiranje spona pomoću ConnectAdjacentPieces operatora	68
Slika 20. Generiranje primitva pomoću Wire operatora	69
Slika 21. Pretvaranje u volumni oblik pomoću VDBFromPolygons operatora	69
Slika 22. Presjek spona modela	78

Slika 23. Jedan sloj generiranog volumnog modela.....	78
Slika 24. Dijagram operatora i proces izrade modela.....	79
Slika 25. Dijagram operatora i proces izrade modela.....	83
Slika 26. Dijagram operatora i proces izrade modela.....	90
Slika 27. Defleksija H orijentiranih epruveta	95
Slika 28. Defleksija H90 orijentiranih epruveta	95
Slika 29. Defleksija V orijentiranih epruveta	96
Slika 30. Deklarirani i realni moduli elastičnosti materijala	96
Slika 31. Usrednjene vrijednosti defleksije za sve tri orijentacije epruveta.....	97
Slika 32. Modeli debljine spona 0.1 mm	98
Slika 33. Modeli debljine spona 0.15 mm	99
Slika 34. Modeli debljine spona 0.2 mm	100
Slika 35. Modeli debljine spona 0.25 mm	101
Slika 36. Modeli debljine spona 0.3 mm	102
Slika 37. 3 spone, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	108
Slika 38. 3 spone, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	109
Slika 39. 3 spone, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	110
Slika 40. 3 spone, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	111
Slika 41. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 3 spone	112
Slika 42. Razina ispune za presjeke modela sa 3 spone	112
Slika 43. 4 spone, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	113
Slika 44. 4 spone, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	114
Slika 45. 4 spone, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	115
Slika 46. 4 spone, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	116

Slika 47. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 4 spona	117
Slika 48. Razina ispune za presjeke modela sa 4 spona	117
Slika 49. 5 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	118
Slika 50. 5 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	119
Slika 51. 5 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	120
Slika 52. 5 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	121
Slika 53. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 5 spona	122
Slika 54. Razina ispune za presjeke modela sa 5 spona	122
Slika 55. 6 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	123
Slika 56. 6 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	124
Slika 57. 6 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	125
Slika 58. 6 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	126
Slika 59. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 6 spona	127
Slika 60. Razina ispune za presjeke modela sa 6 spona	127
Slika 61. 7 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	128
Slika 62. 7 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	129
Slika 63. 7 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	130
Slika 64. 7 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	131
Slika 65. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 7 spona	132
Slika 66. Razina ispune za presjeke modela sa 7 spona	132
Slika 67. 8 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	133
Slika 68. 8 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	134
Slika 69. 8 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	135
Slika 70. 8 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	136

Slika 71. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 8 spona	137
Slika 72. Razina ispune za presjeke modela sa 8 spona	137
Slika 73. 9 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	138
Slika 74. 9 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	139
Slika 75. 9 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	140
Slika 76. 9 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci....	141
Slika 77. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 9 spona	142
Slika 78. Razina ispune za presjeke modela sa 9 spona	142
Slika 79. 10 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	143
Slika 80. 10 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	144
Slika 81. 10 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	145
Slika 82. 10 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	146
Slika 83. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 10 spona	147
Slika 84. Razina ispune za presjeke modela sa 10 spona	147
Slika 85. 11 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	148
Slika 86. 11 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	149
Slika 87. 11 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	150
Slika 88. 11 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	151
Slika 89. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 11 spona	152
Slika 90. Razina ispune za presjeke modela sa 11 spona	152
Slika 91. 12 spona, 80% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	153
Slika 92. 12 spona, 85% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	154
Slika 93. 12 spona, 90% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	155
Slika 94. 12 spona, 95% ispune, a) isječak model, b) manji dio modela, c) - f) presjeci..	156

Slika 95. Odstupanje razine ispune podslika za modele sa 12 spona	157
Slika 96. Razina ispune za presjeke modela sa 12 spona	157
Slika 97. Prilagođena krivulja modela sa 3 spona	159
Slika 98. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 3 spona	159
Slika 99. Prilagođena krivulja modela sa 4 spona	160
Slika 100. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 4 spona	160
Slika 101. Prilagođena krivulja modela sa 5 spona	161
Slika 102. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 5 spona	161
Slika 103. Prilagođena krivulja modela sa 6 spona	162
Slika 104. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 6 spona	162
Slika 105. Prilagođena krivulja modela sa 7 spona	163
Slika 106. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 7 spona	163
Slika 107. Prilagođena krivulja modela sa 8 spona	164
Slika 108. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 8 spona	164
Slika 109. Prilagođena krivulja modela sa 9 spona	165
Slika 110. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 9 spona	165
Slika 111. Prilagođena krivulja modela sa 10 spona	166
Slika 112. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 10 spona	166
Slika 113. Prilagođena krivulja modela sa 11 spona	167
Slika 114. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 11 spona	167
Slika 115. Prilagođena krivulja modela sa 12 spona	168
Slika 116. Rezidual prilagođene krivulje za modele sa 12 spona	168
Slika 117. Brzina izračuna po operatorima	174
Slika 118. Brzina izračuna po operatorima	175

Slika 119. Brzina izračuna po operatorima	176
Slika 120. Brzina izračuna po operatorima	177
Slika 121. Brzina izračuna po operatorima	178
Slika 122. Brzina izračuna po operatorima	179
Slika 123. Brzina izračuna po operatorima	180
Slika 124. Brzina izračuna po operatorima	181
Slika 125. Brzina izračuna po operatorima	182
Slika 126. Brzina izračuna po operatorima	183
Slika 127. Vrijeme izračuna za sve modele.....	184
Slika 128. Broj točaka za sve modele.....	185
Slika 129. Broj spona za sve modele.....	186
Slika 130. Broj poligona za sve modele	187
Slika 131. Model napravljen u Houdiniju	192
Slika 132. Model napravljen u Pythonu	192
Slika 133. Model razine ispune 5%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	196
Slika 134. Model razine ispune 10%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	197
Slika 135. Model razine ispune 15%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	198
Slika 136. Model razine ispune 20%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	199
Slika 137. Model razine ispune 25%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	200
Slika 138. Model razine ispune 30%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	201
Slika 139. Model razine ispune 35%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	202
Slika 140. Model razine ispune 40%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	203
Slika 141. Model razine ispune 45%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	204
Slika 142 - Model razine ispune 50%, a) 3D model, b) izrađeni objekt	205

Slika 143. Model razine ispune 55%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	206
Slika 144. Model razine ispune 60%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	207
Slika 145. Model razine ispune 65%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	208
Slika 146. Model razine ispune 70%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	209
Slika 147. Model razine ispune 75%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	210
Slika 148. Model razine ispune 80%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	211
Slika 149. Model razine ispune 85%, a) 3D model, b) izrađeni objekt.....	212
Slika 150. Poligonalni modeli sa razinom ispune od 20 do 45%	214
Slika 151. Poligonalni modeli sa razinom ispune od 50 do 75%	215
Slika 152. Poligonalni modeli sa razinom ispune od 80 do 85%	216
Slika 153. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 20%.....	217
Slika 154. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 25%.....	218
Slika 155. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 30%.....	219
Slika 156. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 35%.....	220
Slika 157. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 40%.....	221
Slika 158. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 45%.....	222
Slika 159. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 50%.....	223
Slika 160. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 55%.....	224
Slika 161. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 60%.....	225
Slika 162. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 65%.....	226
Slika 163. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 70%.....	227
Slika 164. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 75%.....	228
Slika 165. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 80%.....	229
Slika 166. Mreža konačnih elemenata modela razine ispune 85%.....	230

Slika 167. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 20%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	231
Slika 168. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 25%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	232
Slika 169. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 30%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	233
Slika 170. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 35%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	234
Slika 171. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 40%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	235
Slika 172. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 45%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	236
Slika 173. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 50%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	237
Slika 174. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 55%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	238
Slika 175. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 60%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	239
Slika 176. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 65%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	240
Slika 177. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 70%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	241
Slika 178. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 75%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	242
Slika 179. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 80%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	243
Slika 180. Von Mises naprezanje u uzorku razine ispune 85%, a), b), c) okomiti presjeci modela, e), f), g) vodoravni presjeci modela.....	244

Slika 181. Pozicija presjeka u 3D modelu čeljusti **Error! Bookmark not defined.**

Slika 182. Pozicije mjernih mjesta u presjeku modela čeljusti 246

7.2. POPIS TABLICA

Tablica 1. Osnovne karakteristike nekih LCD SLA 3D printera	39
Tablica 2. Podaci proizvođača o mehaničkim svojstvima materijala.....	60
Tablica 3. Vrijednost početnog broja točaka i povećanja točaka	73
Tablica 4. Deklarirane i modificirane vrijednosti modula elastičnosti.....	94
Tablica 5. Rezultati izrade modela	103
Tablica 6. Poredak po kvaliteti homogenosti razine ispune prema sumi kvadrata reziduala	107
Tablica 7. Razina ispune za presjeke modela sa 3 spone	112
Tablica 8. Razina ispune za presjeke modela sa 4 spone	117
Tablica 9. Razina ispune za presjeke modela sa 5 spona	122
Tablica 10. Razina ispune za presjeke modela sa 6 spona	127
Tablica 11. Razina ispune za presjeke modela sa 7 spona	132
Tablica 12. Razina ispune za presjeke modela sa 8 spona	137
Tablica 13. Razina ispune za presjeke modela sa 9 spona	142
Tablica 14. Razina ispune za presjeke modela sa 10 spona	147
Tablica 15. Razina ispune za presjeke modela sa 11 spona	152
Tablica 16. Razine ispune za presjeke modela sa 12 spona	157
Tablica 17. Poredak kvalitete varijabilnosti razine ispune prema sumi kvadrata reziduala	158
Tablica 18. Vrijeme izrade modela, geometrijska kompleksnost i zauzeće memorije.....	173
Tablica 19. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 3 spone.....	174
Tablica 20. Prostorna gustoća komponenata modela sa 3 spone.....	174
Tablica 21. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 4 spone	175
Tablica 22. Prostorna gustoća komponenata modela sa 4 spone.....	175

Tablica 23. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 5 spona.....	176
Tablica 24. Prostorna gustoća komponenata modela sa 5 spona.....	176
Tablica 25. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 6 spona.....	177
Tablica 26. Prostorna gustoća komponenata modela sa 6 spona.....	177
Tablica 27. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 7 spona.....	178
Tablica 28. Prostorna gustoća komponenata modela sa 7 spona.....	178
Tablica 29. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 8 spona.....	179
Tablica 30. Prostorna gustoća komponenata modela sa 8 spona.....	179
Tablica 31. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 9 spona.....	180
Tablica 32. Prostorna gustoća komponenata modela sa 9 spona.....	180
Tablica 33. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 10 spona.....	181
Tablica 34. Prostorna gustoća komponenata modela sa 10 spona.....	181
Tablica 35. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 11 spona.....	182
Tablica 36. Prostorna gustoća komponenata modela sa 11 spona.....	182
Tablica 37. Brzina izračuna za modele volumena 0.1 cm^3 sa 12 spona.....	183
Tablica 38. Prostorna gustoća komponenata modela sa 12 spona.....	183
Tablica 39. Konačni poredak po kvaliteti korištenog broja spona	188
Tablica 40. Usporedba Houdinija i Pythona.....	192
Tablica 41. Gustoća kosti i razina ispune za pozicije unutar modela.....	247

7.3. POPIS KRATICA

FGM	<i>Functionally Graded Material</i>
SLA	<i>Stereolithography</i>
FEM	<i>Finite Element Method</i>
FEA	<i>Finite Element Analysis</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CT	<i>Computed Tomography</i>
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>
MJ	<i>Material Jetting</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
FDM	<i>Fused Deposition Modelling</i>
FFF	<i>Fused Filament Fabrication</i>
CLIP	<i>Continuous Liquid Interface Production</i>
FEP	<i>Fluorinated Ethylene Propylene</i>
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
DCC	<i>Digital Content Creation</i>
VDB	<i>Volume Database</i>
RSS	<i>Residual Sum of Squares</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
AA	<i>Antialiasing</i>
IPA	<i>izopropilni alkohol</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>

OLED	<i>Organic Light Emitting Diode</i>
UV	<i>Ultraviolet</i>
RGB	<i>Red Green Blue</i>
ME	<i>Material Extrusion</i>
PBF	<i>Powder Bed Fusion</i>
DED	<i>Directed Energy Deposition</i>
SL	<i>Sheet Lamination</i>
SLM	<i>Selective Laser Melting</i>
EBM	<i>Electron Beam Melting</i>
SHS	<i>Selective Heat Sintering</i>
SLM	<i>Spatial Light Modulator</i>
DMD	<i>Digital Micromirror Device</i>
MEMS	<i>Micro Electromechanical System</i>
HU	<i>Hounsfield Unit</i>

8. ŽIVOTOPIS DOKTORANDA

Alan Divjak rođen je 4. studenog 1986. godine. Upisao je preddiplomski stručni studij informatike na Tehničkom veleučilištu u Zagrebu i stekao stručno zvanje prvostupnik inženjer tehničke informatike (bacc. ing. techn. inf.). Obrazovanje nastavlja na Sveučilišnom diplomskom studiju grafičke tehnologije (Tehničko-tehnološki smjer, modul Grafička tehnologija) na Grafičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu i stekao zvanje magistar inženjer grafičke tehnologije (mag. ing. techn. graph.). Za vrijeme diplomskog studija bio je dobitnik Stipendije grada Zagreba.

2016. godine upisuje sveučilišni poslijediplomski studij na Grafičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu - studij "Grafičko inženjerstvo i oblikovanje grafičkih proizvoda".

Od 2012. godine zaposlen je u tvrtki Intel d.o.o. gdje se bavi 3D tiskom, 3D dizajnom i vizualizacijom, CAD modeliranjem i razvojem digitalnih prototipa, uz primarnu cilj uvođenje aditivne proizvodnje u proizvodni lanac tvrtke.

U akademskim godinama 2016/2017 i 2017/2018 radio je kao vanjski suradnik na kolegiju "Holografija" na Grafičkom fakultetu, 2017/2018 kao vanjski suradnik na kolegiju "Simulacija ambalaže sa 3D izvedbom" na diplomski sveučilišnom studiju Ambalaža (1. Semestar) na Sveučilištu Sjever, te 2018/2019 kao vanjski suradnik na Tehničkom veleučilištu u Zagrebu na kolegiju "3D modeliranje" preddiplomski stručni studij informatike (3. semestar). Na Sveučilištu Sjever dobio je izbor u naslovno suradničko zvanje asistenta, područje tehničkih znanosti, polje grafička tehnologija (odluka u prilogu).

Radna znanja i vještine uključuju 3D tisak putem FDM i SLA tehnologija, CAD i DCC 3D modeliranje, 3D animacija, računalom potpomognuto inženjerstvo, optičke simulacije, Python programiranje i računalno generiranje holograma.

Područja interesa su industrijski dizajn, vizualizacija proizvoda i interijera, proceduralno modeliranje, generativni dizajn, multimedijske komunikacije, grafičke tehnologije, 3D vizualizacija u stvarnom vremenu, virtualna i proširena stvarnost, te primijenjena aditivna proizvodnja.

9. POPIS OBJAVLJENIH RADOVA

CROSBİ profil: <https://www.bib.irb.hr/pretraga/?q=divjak%2C+alan&by=author>

- Divjak A, Modrić M, Čelebić A, Kovačić I - 3D modeliranje i 3D tisak umjetnog košanog tkiva, međunarodni znanstveni skup Tiskarstvo & Dizajn. 2018. Zagreb, Hrvatska
- Cviljušac V, Divjak A, Modrić D - Computer generated holograms of 3D point clouds, Tehnički vjesnik, Vol. 25/No. 4
- Maričević M, Divjak A, Mikota M, Mrvac N - Fotogrametrijsko 3D skeniranje, međunarodni znanstveni skup Tiskarstvo & Dizajn. 2016. Zagreb, Hrvatska
- Divjak A, Maričević M, Matijević M, Svilar N - Primjena 3D tiska u dizajnu ambalaže, međunarodni znanstveni skup Tiskarstvo & Dizajn, 2016. Zagreb, Hrvatska
- Divjak A, Maričević M, Jerić J, Horvat L - Trendovi i daljnji razvoj u potrošačkim FDM 3D printerima, međunarodni znanstveni skup Tiskarstvo & Dizajn. 2016. Zagreb, Hrvatska
- Maričević M, Divjak A Current Technology in additive manufacturing. 18. Međunarodna konferencija tiskarstva, dizajna i grafičkih komunikacija Blaž Baromić. 2014., Senj, Hrvatska
- Divjak A, Maričević M - LightDesk – sustav za računalnu interakciju visoke rezolucije baziran na infracrvenom raspoznavanju oblika. 35. međunarodni skup za informacijsku i komunikacijsku tehnologiju, elektroniku i mikroelektroniku „MIPRO“. 2012. Opatija, Hrvatska
- Divjak A, Modrić D - Ultrabrzo računalno generiranje holograma visoke rezolucije sa punim paralaksom, međunarodni znanstveni skup Tiskarstvo & Dizajn. 2013. Zagreb, Hrvatska
- Divjak A, Maričević M, Jurinčić M - Primjena sustava potpuno uronjenog tekućeg hlađenja u računalnom klasteru za 3D renderiranje, 34. međunarodni skup za informacijsku i komunikacijsku tehnologiju, elektroniku i mikroelektroniku „MIPRO“. 2011. Opatija, Hrvatska
- Divjak A. - Teorijska razrada sustava laserske video projekcije visoke rezolucije i visokog dinamičkog opsega. 17. Međunarodna konferencija tiskarstva, dizajna i grafičkih komunikacija Blaž Baromić. 2013., Senj, Hrvatska

- Divjak A. Maričević M - Teorijski proračun performansi osobnog superračunala. 17. Međunarodna konferencija tiskarstva, dizajna i grafičkih komunikacija Blaž Baromić. 2013., Senj, Hrvatska
- Čelebić A, Modrić D, Divjak A – Mandible bone tissue simulation through additive manufacturing and volume segmentation of CBCT DICOM files, MATRIB 2016, Vela Luka, Hrvatska